

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

КВАЛІФІКАЦІЙНА РОБОТА БАКАЛАВРА

на тему:

**«СТВОРЕННЯ УСТАНОВКИ ТА ДОСЛІДЖЕННЯ ДІЇ ЛАЗЕРІВ У ВИДИМОМУ
ДІАПАЗОНІ ПОГЛИНАННЯ М'ЯЗОВИХ ТКАНИН»**

Виконав:

студент 4-го курсу

денної форми навчання

спеціальності 105 «Прикладна фізика та наноматеріали»

ОПП «Електроніка та інформаційні технології в медицині»

Фурман Максим Юрійович _____

Науковий керівник:

докт. фіз.-мат. наук, доцент

Іванісік Анатолій Іванович _____

Рецензент:

канд. фіз.-мат. наук, доцент

Кравченко Олександр Юрійович _____

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

Студент _____ Максим ФУРМАН

РЕФЕРАТ

Кваліфікаційна робота бакалавра: 41 с., 42 рис., 9 табл., 6 джерел.

У цій роботі створено експериментальну установку для дослідження впливу лазерів у видимому діапазоні на поглинання м'язових біотканин. Проведено експериментальні дослідження, зокрема вивчено вплив двочастотного лазера на парах міді та напівпровідникового синього лазера на зміну температури та інтенсивності відбитого світла біотканини. Порівняно ефективність цих лазерів для медичних застосувань. Отримані результати можуть бути використані для вдосконалення лазерних терапевтичних методик і кращого розуміння взаємодії лазерного випромінювання з біотканинами.

Ключові слова: лазер на парах міді, напівпровідниковий лазер, біотканини, лазерне випромінювання, температура, інтенсивність світла, медичні втручання, коагуляція, карбонізація, фотодіод, термічні ефекти.

ЗМІСТ

ВСТУП.....	4
1 ОГЛЯД ЛІТЕРАТУРИ.....	5
1.1 Історія, характеристики та властивості лазерів.....	5
1.2 Використання лазерів у медицині.....	9
2 СТВОРЕННЯ ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНОЇ УСТАНОВКИ.....	15
2.1 Загальний опис установки.....	15
2.2 Зразки та обладнання.....	19
3 ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНІ РЕЗУЛЬТАТИ.....	24
3.1 Дослід коефіцієнта пропускання світла через зразок.....	24
3.2 Дослід зміни температури та інтенсивності пропущеного та відбитого світла під впливом лазера на парах міді.....	29
3.3 Дослід зміни температури та інтенсивності пропущеного та відбитого світла під дією синього лазера.....	35
ВИСНОВКИ.....	40
ПЕРЕЛІК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ.....	41

ВСТУП

Світло, що взаємодіє з біологічною тканиною, після проходження через процеси зміни фази, поглинання та розсіювання, може викликати різні явища. Поглинання світла тканинами може призводити до випромінювання, такого як флуоресценція, або сприяти збереженню енергії, що призводить до підвищення температури та пошкодження тканини. Ці явища використовуються для лазерної діагностики або лазерної терапії, залежно від енергії лазера та властивостей тканини. У даній роботі також буде розглянуто, як змінюються оптичні властивості тканин під впливом лазерного нагрівання та яким чином можна маніпулювати цими властивостями, щоб лазерне випромінювання проникло глибше [1].

Лазери широко використовуються в сучасному світі в біології, медицині та охороні здоров'я. Медичні центри та лікарні використовують сучасні лазерні системи як для діагностики, так і для терапії. Дослідники вивчають різні медичні застосування лазерів під час операцій та інших процедур, які можна класифікувати на діагностичні та лікувальні. Основна різниця між ними полягає у типі взаємодії лазера з тканиною. У діагностичній сфері використовуються неінвазивні методи дослідження для вивчення нормальної поведінки тканин без їхнього пошкодження чи впливу. У терапевтичній області, наприклад, під час хірургії, лазер може використовуватися як ніж або для точкового впливу на конкретний регіон [2].

Таким чином, визначення медичних застосувань лазерів залежить від типу взаємодії між лазерним світлом і тканиною. Знання цієї взаємодії дозволяє лікарям і хірургам вибирати найкращі лазерні системи і змінювати тип терапії. У цьому дослідженні ми розглядаємо оптичні властивості біологічних тканин, такі як поглинання, розсіювання, проникнення та флуоресценція. Ми також досліджуємо вплив цих властивостей на проникнення лазера в тканину [2].

Основна мета цієї роботи - створення експериментальної установки і дослідження впливу лазерів у видимому діапазоні на поглинання м'язових біотканин. Також буде надано огляд оптичних і структурних властивостей біологічної тканини, які є важливими для лазерної діагностики, терапії та хірургії.

РОЗДІЛ 1

ОГЛЯД ЛІТЕРАТУРИ

1.1 Історія, характеристики та властивості лазерів

Термін "лазер" (laser) є скороченням від "Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation", що означає збільшення світла за допомогою стимульованого випромінювання. Це відбувається, коли фотон збуджує атом, змушуючи його повернутися до менш енергетичного стану і випускаючи другий фотон з такою ж довжиною хвилі та фазою, як стимулюючий фотон [3].

Теоретичні принципи лазера були розроблені в 1917 році Ейнштейном у його трактаті "Про квантову теорію випромінювання". У 1955 році Гордон створив мазер, який був мікрохвильовим попередником лазера. У 1958 році Швалоу і Таунс з Bell Laboratories описали фізичні принципи роботи лазера, які Майман використав у 1960 році для створення першого працюючого лазера - червоного променя, що генерується збудженням рубінового кристала інтенсивними імпульсами світла від лампи спалаху. Рубіновий лазер став першим медичним лазером, коли він був використаний в 1963 році для коагуляції уражень сітківки. Винахід лазера є одним з найвидатніших досягнень науки і техніки ХХ століття [3].

Іншими речовинами були виявлені можливі активні середовища лазерного пристрою (особливо рідкісноземельні елементи), такі як ербій (Er), гадоліній (Gd), холмій (Ho), празеодим (Pr), тулій (Tm), уран (U) та ітербій (Yb). Вони успішно використовуються. У 1961 був розроблений лазер, створений з кристалів ітрію-алюмінієвого граната, обробленого 1-3% неодимом (Nd: YAG). Перший газовий лазер (розроблений в 1961 році) використовував суміш гелію і неону. Хоча його промінь був недостатньо потужним, щоб викликати теплову реакцію, його червоний колір дозволив використовувати його як прицільний промінь для невидимих лазерів, таких як вуглекислий газ (CO₂) лазер. У 1962 році був розроблений аргонний лазер. Цей лазер випромінював енергію в синьо-зеленій частині електромагнітного спектра. Енергія з довжинами хвиль у цій частині спектру легше поглинається 2 природними хромофорами (поглинаючими пігментами) в організмі людини (тобто меланіном і гемоглобіном), ніж навколишніми тканинами. Сьогодні аргонний лазер використовується для фотокоагуляції кровоносних судин при лікуванні діабетичної ретинопатії та плям портвейну. У 1964 році Патель з Bell Laboratories розробив лазер CO₂. Він випромінював спектральну енергію в далекій інфра-червоній частині електромагнітного спектра. Енергія, що генерується цим лазером, може бути використана для різання або абляції об'єму за допомогою випаровування тканин. Ця унікальна характеристика робить CO₂-лазер найбільш широко використовуваним медичним лазером сьогодні.

Світло, що випромінюється лазером, має наступні характеристики:

- 1) Високий ступінь монохроматичності: Активне середовище визначає дуже вузьку смугу довжини хвилі випромінювання, що призводить до високої монохроматичності лазерного світла.
- 2) Високий ступінь когерентності: Усі світлові хвилі, які генеруються лазером, знаходяться в фазі, що призводить до високого ступеня когерентності лазерного випромінювання.
- 3) Висока спрямованість з низьким ступенем розбіжності: Лазерне світло характеризується високою спрямованістю, оскільки промені поширюються у вузькому пучку з низьким рівнем розбіжності.
- 4) Висока інтенсивність: Процес посилення дозволяє випускати лазер із високим енергетичним рівнем, що призводить до високої інтенсивності лазерного випромінювання [3].

Лазерні промені можуть працювати в різних режимах, таких як безперервний, імпульсний, суперімпульсний або Q-комутований. У безперервному хвильовому (CW) режимі лазер випромінює стійкий промінь, поки лазерне середовище знаходиться в стані збудження. Протримка цього стійкого променя на тканині тривалий час, більший за час теплової релаксації, може призвести до надмірного теплопереносу в навколишню тканину. Це може ускладнити загоєння і сприяти утворенню рубців.

Усі лазери CW можуть бути переключені в імпульсний режим за допомогою механічних, електронних або фотонних засобів. Імпульсні лазери випромінюють світло у вигляді окремих імпульсів, які можуть мати тривалість від довгих (тисячні частки секунди) до коротких (мільйонні частки секунди). Цей тип лазерів називається лазерами з Q-комутацією. Механізм Q-перемикання дозволяє лазеру зберігати енергію між імпульсами, що забезпечує високу вихідну потужність. Це досягається за допомогою методів, таких як електромагнітний перемикач, який зупиняє роботу лазера та швидко відновлює його роботу, що дозволяє генерувати імпульси з коротким часом тривалості (в діапазоні наносекунд) і великим випромінюванням ($1,000,000 \text{ W/cm}^2$) [3].

Пропускання лазерного випромінювання в тканинах залежить від його довжини хвилі. Нині лазерне випромінювання різних довжин хвиль широко використовують у медицині як і терапевтичних, і у хірургічних цілях. При цьому на перший план висуваються такі якості лазерів, як максимальне органозбереження та мінімальна інвазивність. Дія лазерного випромінювання на біологічний матеріал обумовлена взаємодією фотонів з молекулами та сполуками молекул тканини, наступними молекулярними процесами та біологічними реакціями [5]. Фотон - основна одиниця променевої енергії, що представляє собою форму електромагнітної енергії, що поширюється у вигляді хвиль з постійною швидкістю. Хвилі фотонів можна описати амплітудою (висотою коливань) і довжиною хвилі

(відстанню між точками хвилі). Довжина хвилі лазерної енергії має значення як для транспортування енергії в оперативне поле, так і для її взаємодії з тканиною. Звичайне біле світло, сприйняте око людини, представлене сумою різних кольорів видимого спектру, характеризується дифузєю, нефокусованістю та різними амплітудами та довжинами хвиль. У порівнянні лазерне світло є монохроматичним та високофокусованим. Процес лазування виникає, коли збуджений атом стимулює випромінювання фотона перед тим, як воно відбудеться спонтанно. Цей стимульований процес породжує когерентне, монохроматичне та колімоване світло, що є унікальним для лазерів. Лазерний промінь має сталий розмір та форму, схожу на випромінювання 8-випромінювання, і є фізично ідентичним світловим хвилям з однаковою фазою, амплітудою і довжиною хвилі. Світло може взаємодіяти з речовиною двома основними способами: відбиватися або поглиблятися. У випадку поглиблення фотони енергії не руйнуються, а замість цього використовуються для збільшення енергії поглинаючого атома або молекули [4].



Рис. 1.1 Хвиля фотонів (світлова енергія) може бути визначена як амплітудою, так і довжиною хвилі [4].

Світло, що ми спостерігаємо, складається з різних типів випромінювань, які входять до електромагнітного спектру. Космічне випромінювання виникає внаслідок радіоактивності у космосі, тоді як телуричне випромінювання походить з підземних джерел. Сонячна система випромінює широкий спектр, який включає ультрафіолетове, видиме та інфрачервоне випромінювання. Лазерне випромінювання, яке було винаходом людини, також входить до різних зон електромагнітного спектру в залежності від довжини хвилі. Видимий спектр світла для людського зору охоплює діапазон від приблизно 400 до 700 нм. За межами цього діапазону розташовані невидимі для людського ока області: ультрафіолетова зона (менше 400 нм) та інфрачервона зона (понад 700 нм). Межі між видимим та невидимим спектром не є чітко визначеними і можуть варіювати від 380 до 400 нм і від 700 до 800 нм.

Невидимий спектр світла включає різноманітні області електромагнітного випромінювання. Поза фіолетовою зоною, де довжина хвилі менше 0,4 μm (400 нм),

розташована ультрафіолетова зона між 0,4 і 0,01 μm . Ліва частина цієї зони включає рентгенівські промені з довжиною хвилі, яка розширюється до приблизно 0,0006 μm . У більш зовнішній частині цієї області знаходяться гамма-промені. За межами червоного спектру світла, де довжина хвилі перевищує 0,7 μm (700 нм), розташований інфрачервоний спектр між 0,7 і 400 μm . На правій стороні цієї зони розташовані мікрохвилі, а далі - радіохвилі, які поділяються на короткі (1-100 м), середні (200-600 м) та довгі (> 600 м). Цей різноманітний спектр випромінювання представляє різні частини електромагнітного спектру, які залишаються невидимими для людського ока, але мають важливе значення у фізичних та технічних дослідженнях [4].

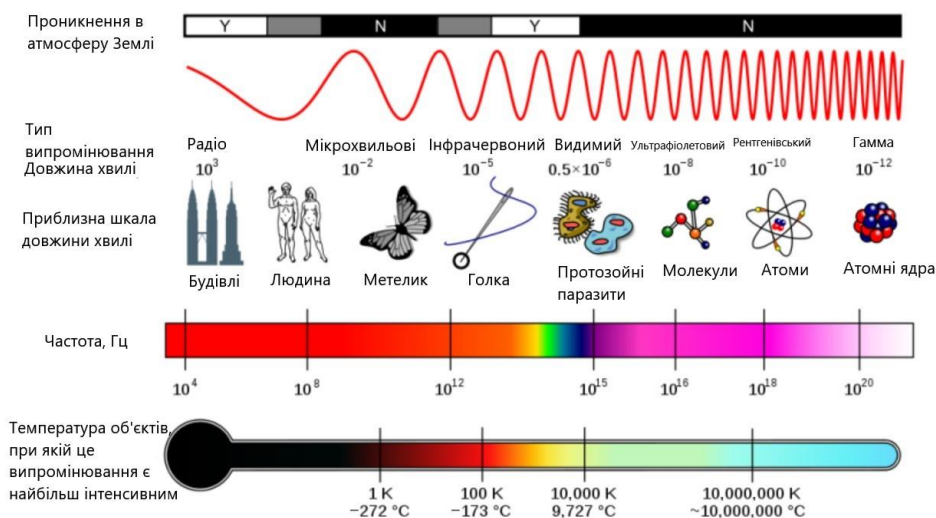


Рис. 1.2 Електромагнітний спектр випромінювань

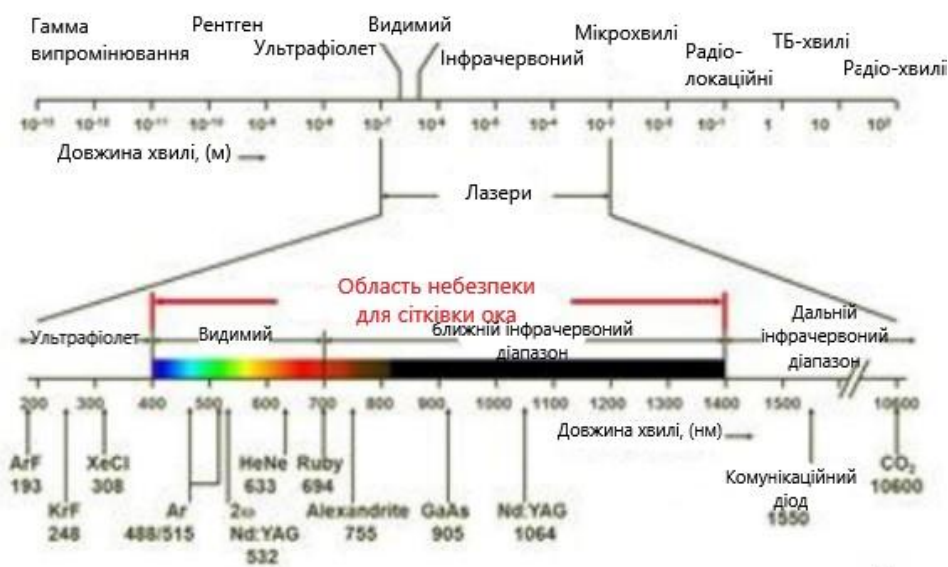


Рис. 1.3 Лазери в електромагнітному спектрі світла [4]

Інфрачервоне лазерне випромінювання проявляє більше проникнення в тканини порівняно з лазерним світлом червоної області видимого спектру. Це робить інфрачервоне випромінювання корисним для лікування захворювань шкіри та слизових оболонок. Стимулюючі ефекти лазерного випромінювання малої

потужності на клітинному та молекулярному рівнях були показані багатьма дослідженнями. Наприклад, широко використовуваний лазер Nd:YAG (Yttrium-aluminium-garnet crystals dotted with neodymium), з довжиною хвилі 1064 нм, знаходить своє застосування у різних галузях, включаючи обробку матеріалів у виробництві, визначення дальності лазера та лазерну хірургію. Властивості цього лазера, такі як велика довжина екстинкції, сприяють його глибокому проникненню в тканини, що робить його ефективним інструментом для лікувальних та хірургічних процедур [5].

Останні роки в лазерній технології відзначаються значними покращеннями, які випливають з досліджень взаємодії інтенсивних електромагнітних імпульсів з речовиною у зовсім новому фізичному режимі. Лазерне світло впливає на мітохондріальне дихання ланцюга шляхом зміни електричного потенціалу клітинних мембран, що впливає на їх вибірккову проникність для іонів натрію, калію та кальцію. Також відзначено підвищення активності певних ферментів, таких як цитохромоксидаза і аденозинтрифосфат.

Лазерне випромінювання сприяє збільшенню синтезу ДНК, колагену та вироблення проколагену, а також може викликати збільшення проліферації клітин та зміни у рухових характеристиках цих клітин. Ці результати вказують на нові можливості лазерної технології для впливу на клітинні та молекулярні процеси, що можуть бути важливими в медицині та науці. Вплив світла на тканини залежить не тільки від властивостей тканини, але й від характеристик лазерного джерела. Крім довжини хвилі, ключовими параметрами є потужність, тривалість опромінення та розмір плями для лазерів безперервної хвилі. Для імпульсних лазерів також важливі параметри, такі як інтенсивність, ширину імпульсу, швидкість повторення, розмір плями та кількість імпульсів [5].

1.2 Використання лазерів у медицині

Використання лазерів у медицині для обробки біологічних тканин є перспективним напрямом, оскільки це поєднує унікальні переваги лазерних технологій, такі як безкровність, асептичність та антисептичність, з їхніми особливостями: вплив на мікроскопічному (включаючи клітинний) рівні, розтинання тканин в міжклітинному просторі, "зварювання" тканин (включаючи судини), проведення ендоскопічних та інтерстиціальних операцій, модифікація глибоко розташованих шарів без пошкодження поверхневого шару тканин (зокрема в офтальмології) та інші можливості [6].

У кожному випадку, оптимальну дозу та режим опромінення визначають з урахуванням бажаного ефекту та фізичних параметрів тканин. Особливу увагу приділяють оптичним характеристикам, зокрема коефіцієнтам поглинання, розсіювання та пропускання світла, а також теплофізичним властивостям. Інтенсивні дослідження цих аспектів дозволили збагатити наші знання про оптичні

та теплофізичні характеристики тканин та механізми взаємодії лазерного випромінювання з біологічними матеріалами. В результаті, були сформульовані рекомендації щодо вибору типу лазера для медичних втручань та оптимального вибору довжини хвилі та режиму опромінювання. Проте, незважаючи на обширні дані та концепції, які вказують на можливість та значущість змін параметрів тканин у процесі їх препарування, ця обставина фактично ігнорується або не враховується на етапі планування операцій та визначення оптимальних доз опромінювання. Відсутність уваги до таких змін може негативно впливати як на якість проведеної операції, так і на її кінцевий результат.

Ігнорування змін оптичних параметрів біологічних тканин під час їх препарування має свої корені, по-перше, у стереотипному переконанні, що початкові властивості тканин є нестабільними та залежать від їхнього виду, насиченості кров'ю та деяких зовнішніх факторів, таких як тиск. Таким чином, ці параметри вважаються приблизно відомими, і подальше їхнє уточнення вважається неперспективним. З іншого боку, широке поширення отримала теплова модель лазерного розтинання м'яких тканин, яка розглядає лише дисипацію світлової енергії у тканині та її подальше випаровування. Однак ця модель узагальнює процес лише загально, не прагнучи до точності, оскільки не враховує такі важливі аспекти, як фотохімічні та нелінійні процеси [6].

Взаємодія між лазерним випромінюванням і цільовою тканиною підпорядкована принципам фізики. При попаданні енергії лазера на цільову тканину відбуваються такі явища, як відбиття, розсіювання та поглинання. Оптичні характеристики тканин визначають, яким чином тканина реагує на конкретну довжину хвилі, що проникає в неї [4].

1. Відбиття - це процес, коли промінь лазерного світла, спрямований у ціль, відбивається внаслідок відсутності взаємодії. З цієї причини обов'язково користуйтеся захисними окулярами, щоб убезпечити очі від можливих ушкоджень.

2. Абсорбція - це явище, коли енергія лазерного випромінювання взаємодіє з тканиною, поглиблюючись у матеріалі і тим самим викликаючи біологічні ефекти. Чим більше ступінь поглинання, тим більше ступінь перетворення в тепло.

3. Дифузія - це явище, при якому світло, що падає, проникає в тканину нерівномірно відносно точки взаємодії, утворюючи біологічні ефекти на різниці глибини від поверхні.

4. Передача - це явище, коли лазерний промінь може пройти через тканину без взаємодії і не викликає ефектів. Взаємодія між лазерним світлом і тканиною відбувається лише при наявності оптичної спорідненості між ними. Ця взаємодія є специфічною та вибірковою і базується на явищах поглиблення та дифузії. Чим менше спорідненості, тим більше світла буде відбите або передане [4].

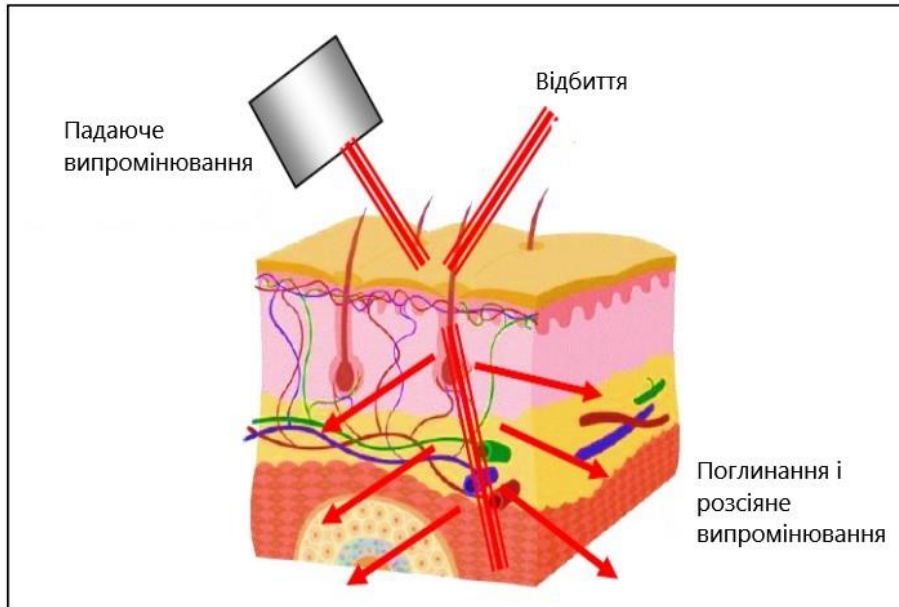


Рис. 1.4 Взаємодія оптичного випромінювання із поверхнею тіла [5].

Залежно від оптичних характеристик мішені та коефіцієнта поглиблення хромофора в цільовій тканині для певної довжини хвилі (оптична спорідненість), ефективність взаємодії лазера залежить від її власних оптичних властивостей. Ці взаємодії спостерігаються з різними типами цільових тканин, такими як дентин, мазок, дебрис, органічні залишки, бактерії та іригаційні рідини. Загалом, можна виділити три основні групи взаємодій лазера з тканиною:

- Лазерне випромінювання, що охоплює видимий синьо-зелений спектр світла, таке як КТР-лазер (або неодимовий дублікат при 532 нм) і аргоніві лазери (488–514 нм), призводить до ефектів поглиблення та дифузії (розсіювання) взаємодіючих одиниць на проміжній глибині в тканині.
- Випромінювання, яке знаходиться у видимому червоному спектрі (600–700 нм) та в ближньому інфрачервоному (від 810 до 1340 нм), переважно породжує розсіювання, домінуючи над поглибленням, і має глибше проникнення в тканини.
- Випромінювання, що лежить в середньому або далекому інфрачервоному спектрі (від 2780 до 2940 до 10600 нм), викликає в основному поглиблення в тканинах та воді, переважно на поверхні із обмеженим явищем дифузії. При взаємодії лазерного світла з цільовою тканиною це викликає біологічні ефекти, відповідальні за досягнення терапевтичних результатів та виникнення небажаних побічних ефектів [4].

Основним корисним ефектом лазерної енергії є поглиблення світла цільовою тканиною та передача цієї енергії, що викликає взаємодію тканин і породжує фотобіологічні ефекти. Проте після поглиблення лазерної енергії можуть виникати чотири основні види взаємодій:

- 1) Фотохімічний: Природні хромофори або світлопоглинаючі речовини поглинають певні довжини хвиль лазерного світла, і це може індукувати

біохімічні реакції на клітинному рівні. Використання фотосенсибілізаторів для фотодинамічної терапії або флуоресценції тканин є прикладами таких взаємодій.

- 2) Фототермічний: Світлова енергія, поглинута тканинами, перетворюється на теплову енергію, яка викликає теплові ефекти в тканинах.
- 3) Фотоабляція: Випаровування тканини та перегрівання тканинних рідин.
- 4) Коагуляція і гемостаз: Керування згортанням крові та коагуляцією для досягнення контролю над кровотечею.
- 5) Фотопіроліз або випалювання тканини: Використання лазера для випалювання або руйнування тканини [4].

Кількість енергії, яку поглинають тканини при впливі лазерного випромінювання, визначає теплову реакцію, що виникає, і в значній мірі залежить від довжини хвилі світла, параметрів, таких як розмір плями, щільність потужності, тривалість і частота імпульсу, а також оптичних властивостей та складу опромінюваної тканини [4].

— При підвищенні температури тканини до діапазону 42–50°C (гіпертермія) відбувається руйнування зв'язків і зміни в структурі мембран. Продовжена гіпертермія, що триває кілька хвилин, може вести до некрозу частини тканини.

— При температурі понад 50°C спостерігається зниження активності ферментів, клітини стають нерухомими, а механізми відновлення клітин відключаються.

— При 60°C відбувається денатурація білків і колагену, що спричиняє коагуляцію тканин та некроз клітин.

— При 80°C підвищується проникність мембран.

— При 100°C молекули води починають випаровуватися, що викликає зневоднення тканин, утворення бульбашок газу та механічний розрив клітин, що відомо як фотоабляція.

— При температурі вище 100°C відбувається карбонізація.

— При температурі вище 300°C може відбутися плавлення, враховуючи властивості матеріалу мішені.

Визначення точної температури, при якій починається некроз клітин, є складним завданням, яке залежить не тільки від досягнутої температури, але й від тривалості утримання цієї температури. Наприклад, CO₂-лазер з довжиною хвилі 10600 нм сильно поглинається водою в м'яких тканинах порожнини рота, і, таким чином, 90% енергії поглинається протягом перших 100 мікрон проникнення поверхні тканини. Тому, навіть при низькій потужності, швидке випаровування води з тканини відбувається за допомогою сфокусованого променя, що призводить до обуглювання та спалювання органічного вмісту тканини.

Фототермічна взаємодія змушує опромінену цільову тканину поглинати лазерну енергію та перетворювати її на тепло, таким чином спричиняючи пряме

підвищення температури в об'ємі опроміненої тканини. Коли ця енергія подається досить довго, теплопровідність також спричинить підвищення температури в навколишніх тканинах. Отже, термічні ефекти, такі як коагуляційний некроз, виникають опосередковано в колатеральних областях і є одним із механізмів, відповідальних за гемостаз під час різання або випаровування лазером [4].



Рис. 1.5 Розташування теплових ефектів всередині біологічної тканини [4]

Розсіювання або дифузія тепла від опроміненої ділянки тканини визначатиме ступінь видимого супутнього пошкодження та значною мірою залежить від теплопровідності тканини. Час, необхідний для дифузії тепла або "час термічної релаксації", визначається як період, необхідний для того, щоб нагріта теплова енергія в масі тканини охолола до 37% від початкового рівня. Ступінь теплопровідності та швидкість охолодження тканин визначатимуть ступінь можливого додаткового ушкодження тканини для конкретної довжини хвилі лазерного світла та типу тканини. Склад тканини з точки зору її структури, вмісту води та васкуляризації в значній мірі впливатиме на теплопровідність та швидкість охолодження тканини і, отже, на обсяг можливого побічного ушкодження. Крім того, на швидкість розсіювання тепла впливають такі фактори, як об'єм і площа поверхні опромінюваної тканини.

У випадку безперервного лазерного випромінювання не виникає перерв для теплової релаксації, але при імпульсному випромінюванні існують короткі періоди часу, що дозволяють розсіювати тепло або охолоджуватися між імпульсами. Тканинам слід надавати період охолодження, тривалість якого приблизно втричі перевищує час теплової релаксації, щоб уникнути накопичення теплової енергії в оточуючих тканинах і, отже, уникнути можливого побічного пошкодження. Це можна ефективно контролювати.

Фотомеханічні та фотоелектричні взаємодії є нетепловими реакціями, викликаними високоенергетичним короткоімпульсним лазерним світлом. Серед них входять фоторуйнування, фотодисоціація, фотоплазмоліз та фотоакустичні

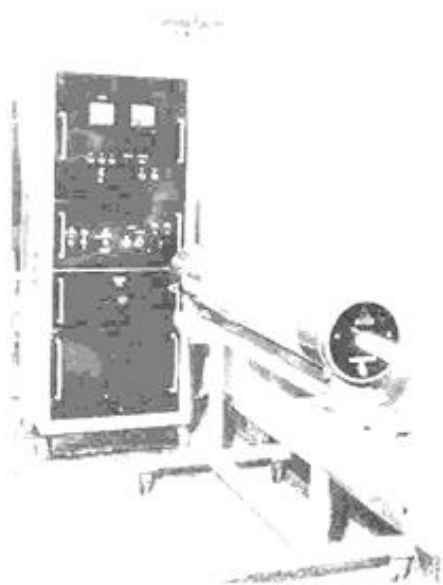
взаємодії. Поглиблення імпульсів лазерної енергії призводить до швидкого розширення або генерації ударних хвиль, які можуть розривати міжмолекулярні та атомні зв'язки (фоторозрив або фотодисоціація). Отже, виникає процес конвертації енергії лазерного світла в коливальну або кінетичну енергію, де імпульс лазерної енергії, спрямований на тверді тканини, такі як дентин, може викликати ударні хвилі. Ці ударні хвилі можуть призводити до розриву або розтертя тканини, створюючи стертий кратер. Це є прикладом фотоакустичного ефекту лазерного світла. Щодо фотоплазмолізу, це процес видалення тканин шляхом утворення електрично заряджених іонів і частинок, які перебувають у стані "плазми". Цей напівгазоподібний високоенергетичний стан виникає за рахунок іонізації атомів під впливом високої густини енергії, що призводить до утворення плазми. Стан плазми підтримується завдяки поглинанню енергії від падаючого лазерного променя, і коливання електронів у плазмі викликає швидке розширення та звуження, створюючи руйнівні ударні хвилі, які розбивають цільові матеріали під час фотоплазмолізу [4].

РОЗДІЛ 2

СТВОРЕННЯ ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНОЇ УСТАНОВКИ

2.1 Загальний опис установки

Для проведення експериментів використано промисловий відпаяний мідний лазер ЛПМ «Курс» (ГЛ-202) (Рис. 2.1), який був розроблений у 1990 р.



Лазер ЛПГ-202 складається з лазера на парах міді на основі трубки ІЛПГ-202 (Рис. 2.2) та модернізованого джерела живлення ПП-18 (Рис. 2.4).

Рис. 2.1 Зовнішній вид ЛПМ «Курс» (ГЛ-202)



Рис. 2.2 Зображення лазера на парах міді на основі трубки ІЛПГ-202

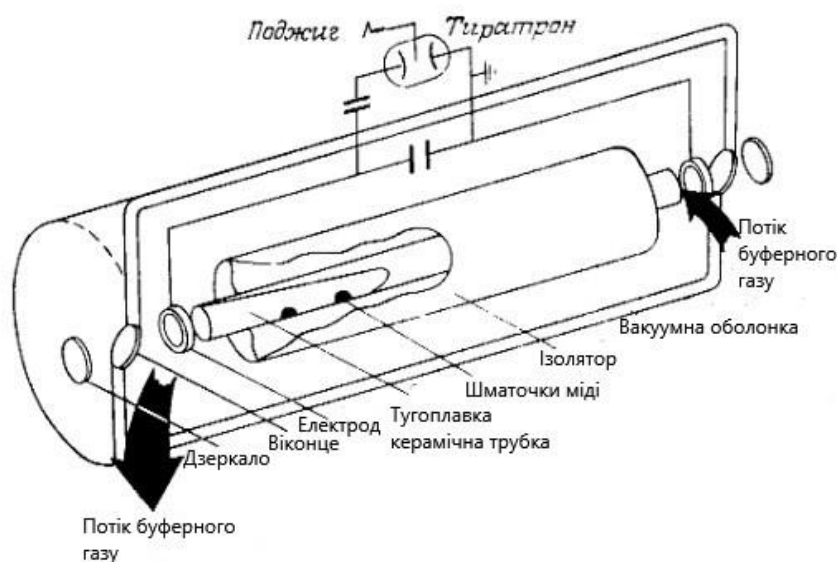


Рис. 2.3 Схематичне представлення конструкції лазера на парах міді на основі трубки ІЛГІ-202



Рис. 2.4 Зображення модернізованого джерела живлення ІІ-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 ТГІ-2000/35 у джерелі живлення та корпусу випромінювача становить 4-5 л/хв.

Лазер на парах міді працює на довжинах хвиль 510,6 нм та 578,2 нм. У стаціонарному режимі роботи цього лазера можна досягти заданої температури протягом певного часу.

За допомогою імпульсного методу осциляцій (ІМО) (Рис. 2.5), було встановлено, що цей лазер досягає потужності 1÷4 Вт при напрузі приблизно 6,5 В.

Лазер дає імпульси 10 нс з частотою 10 кГц, тоді в імпульсі цей лазер досягає потужності в: $1\text{Вт} / (10\text{ нс} * 10\text{ кГц}) = 10\text{ кВт}$.



Рис. 2.5 Зображення вимірювача середньої потужності та енергії лазерного випромінювання ІМО-2Н



Рис. 2.6 Схематичне зображення ІМО-2Н та його складові

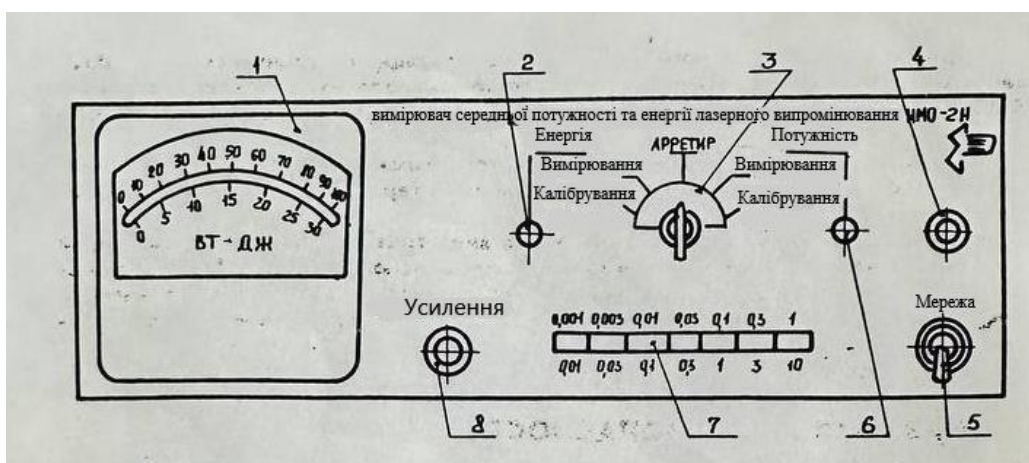


Рис. 2.7 Вигляд панелі управління приладу ІМО-2Н

1 - показує прилад; 2 - установка посилення енергії; 3 – перемикач роду робіт; 4 - індикаторна лампа; 5 - вимикач мережі; 6 - встановлення посилення за потужністю; 7 – перемикач меж вимірювання; 8 - встановлення нуля

Для порівняння результатів, отриманих за допомогою лазера на парах міді, було вирішено провести ще декілька вимірів, але використовуючи напівпровідниковий синій лазер YX-012 з довжиною хвилі генерації 455 нм та максимальною потужністю випромінювання 1.25 Вт (рис. 2.8).



Рис. 2.8 Напівпровідниковий синій лазер

Подача живлення на синій лазер здійснювалася за допомогою зовнішнього універсального блоку живлення, підключеного до вихідних контактів лазера (рис. 2.9). Це джерело показує подану напругу та струм, який споживає лазер та спеціальному дисплеї та водночас дозволяє встановлювати та підтримувати бажану постійну напругу лазера, регулюючи випромінювальну потужність. Залежність потужності лазера від напруги живлення досліджувалася за допомогою ІМО-2Н. Ця залежність дозволяє регулювати бажану потужність лазера для подальшої роботи.



Рис. 2.9 Залежність потужності синього лазера від напруги живлення, яка досліджувалася за допомогою ІМО-2Н

Під час максимально заявленої напруги, синій лазер помітно сильно починає грітись, а саме температура корпусу лазера може значно перевищувати рекомендовану, що може призвести до несправності приладу. Отже, після точного регулювання за допомогою зовнішнього джерела живлення постійного струму, при напрузі 6.1 В та силі струму 1.16 А синій лазер видавав стабільну генерацію випромінювання світла потужністю у 0.9 Вт на протязі всього експерименту без значного нагріву його корпусу. При цьому, коефіцієнт корисної дії (ККД) синього лазера становить приблизно 12.71%.

2.2 Зразки та обладнання

В кожному наступному експерименті використовувалися зразки біотканини звіриноного походження, а саме замороженні свинячі битки, які мали різні товщини, від 1 до 3 мм (рис. 2.10).



Рис. 2.10 Вигляд зразків досліджувальної біотканини по ~ 2 мм для експерименту.

Параметри лазерного випромінювання визначалися напругою та силою струму, які було встановлено за допомогою джерела живлення П-18 (рис. 2.4). Перед початком досліджень, потрібно було з'ясувати, за який час та з якою швидкістю лазер розігрівається до своєї робочої напруги, отже протягом 50 хвилин фіксувалась зміни напруги за допомогою ІМО-2Н, які були конвертовані у потужність на основі відомих початкових параметрів. При напрузі 6.2 кВ та силі струму 3.4 А, лазер видавав потужність в діапазоні 0,85-0,90 Вт. При цьому, коефіцієнт корисної дії (ККД) лазера становить приблизно 0.00415%. Ці параметри дозволили створити необхідні умови для генерації лазерного світла. Для наглядного прикладу, було побудовано графік залежності зростання потужності лазера з часом (рис. 2.11)

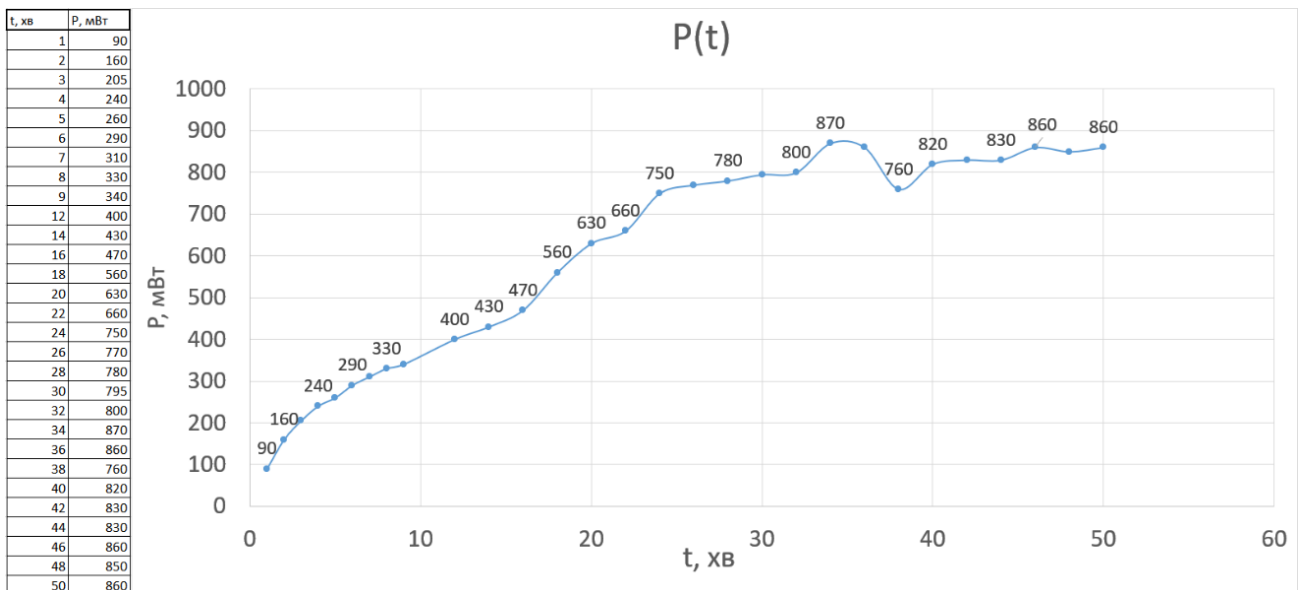


Рис. 2.11 Зростання потужності лазера з часом

Графік чітко вказує на збільшення потужності випромінювання при сталій напрузі живлення лазера.

Для націлювання та фокусування променя лазера на зразок використовувалися фокусуючі лінзи різної довжини фокусу – в нашому дослідженні були обрані 5 см, 10 см та 17 см (рис. 2.12).



Рис. 2.12 Фокусуючі лінзи різної довжини фокусу

Для визначення площі пучка як лазера на парах міді, так і синього лазера на площині досліджуваного зразка, була поставлена пластинка з міліметровим папером. Випромінювання лазера на парах міді дуже яскраве та освітлює камеру на близькій відстані навіть при найменшому живленні, яке викликає генерацію. Тому був вибраний та встановлений світлофільтр, який не лише зменшив яскравість пучка, але й відсік випромінювання лазера, яке не відповідає генерації, що перешкоджало визначенню площі пучка лазера. Після цього було зроблено фотографію міліметрового паперу, на якому видно пучок лазера, який проходить через лінзи, які використовуються в експерименті.

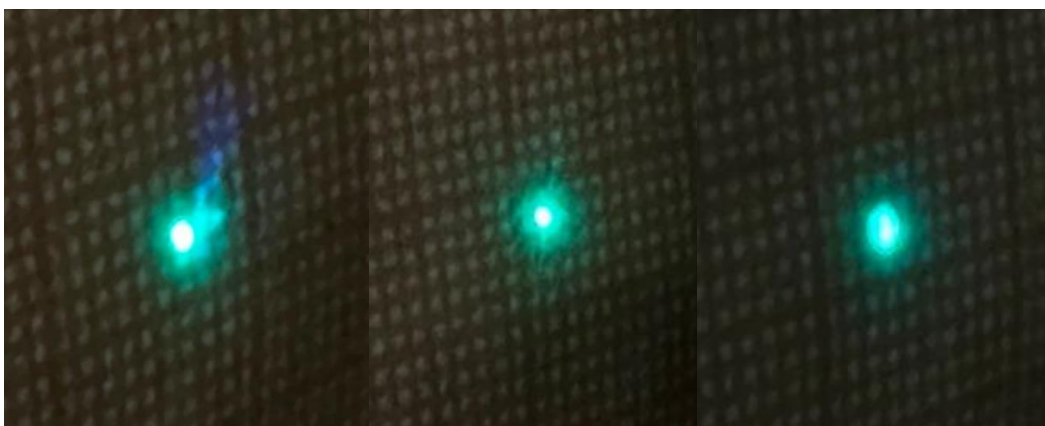


Рис. 2.13 Визначення площі плями лазера на парах міді при лінзі 5 см, 10 см та 17 см відповідно

Лазерний промінь синього лазера може фокусуватися на цілі не тільки через лінзи, але й шляхом регулювання вихідної лінзи на корпусі лазера. Пучок має

складну структуру, і в поперечному перерізі, перпендикулярному напрямку променя, набуває форми прямокутника. Завдяки регулюванню фокусу на корпусі лазера все ж таки вдалося отримати форму пучка, близьку до точки. Далі, було зроблено фотографії міліметрового паперу, на якому видно пучки, сфокусовані на папері без лінзи та з лінзами 5 см, 10 см та 17 см відповідно (рис. 2.14).

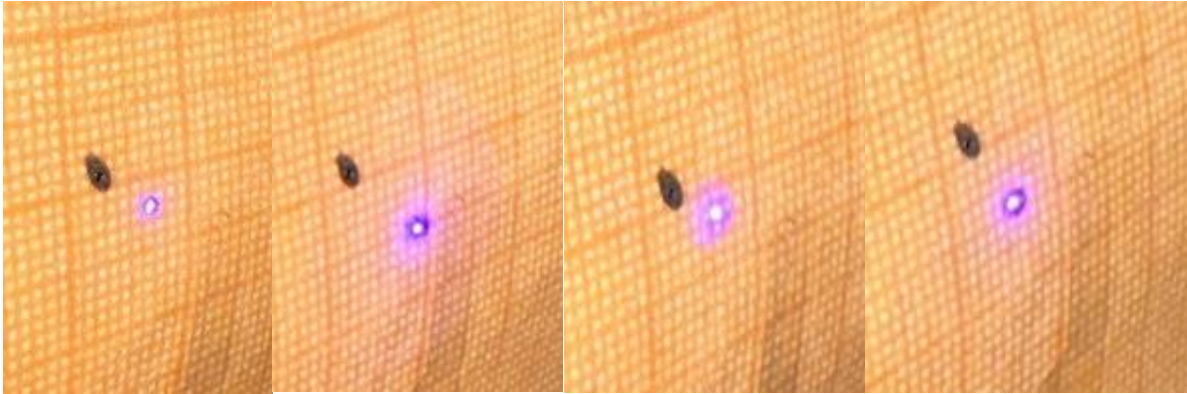


Рис. 2.14 Визначення площі плями синього лазера без лінзи та при лінзі 5 см, 10 см та 17 см відповідно

Фото, які були зроблені через камеру з пониженою експозицією для зменшення яскравих засвітів та кращого фокусування саме на плямі, дають наступні висновки: промінь лазера на парах міді, що проходить через лінзу 5 см, фокусується приблизно до 1 мм, лінза 10 см – 1.5 мм та лінза 17 см – близько 2 мм. Промінь, який випромінюється з синього лазера, без лінзи фокусується приблизно до 1 мм, з лінзою 5 см – до 1.2 мм, з лінзою 10 см – 1.3 мм та з лінзою 17 см – приблизно 1.5 мм. Дані значення цілком підходять під зразки біотканини, на які буде спрямоване лазерне світло під час подальших експериментів.

Перше дослідження включає в себе роботу тільки з двочастотним лазером на парах міді. Метою полягало визначення зміни та вимірювання напруги, яку пропускає через себе зразок, використовувався вимірювач середньої потужності та енергії лазерного випромінювання ІМО-2Н. Зразок був наклеєний на вимірювальну головку (рис. 2.6), таким чином можна найбільш точно спостерігати як проходить зміна напруги через, безпосередньо, сам зразок. Проведено спостереження за тим, як змінюється зразок під впливом лазера та заміряно ці зміни за допомогою таймера. Кожен наступний експеримент з різною фокусуючою лінзою проводився 15-20 хвилин, або 900-1200 секунд. Мета полягала в тому, щоб з'ясувати ефективність лазера в залежності від різних умов експерименту. На основі отриманих даних побудовано графіки залежності потужності від часу. Ці графіки можуть бути використані для подальшого аналізу та висновків про ефективність впливу лазера на біотканини.

В другій частині експерименту використовуються два лазери для порівняння їх ефективності, досліджується зміна температури зразка під впливом лазерного світла за допомогою датчика температури та зміна інтенсивності відбитого світла за допомогою датчика інтенсивності світла (рис. 2.16 та рис. 2.17). Елементна база

цієї системи включає в себе наступні компоненти: фотодіод - датчик інтенсивності світла, термопара - датчик температури, плата Ардуіно - контролер системи та комп'ютер - пристрій для обробки даних.



Рис. 2.15 Зображення схеми плати Arduino UNO з фотодіодом на підсилювачі LM393 для реєстрації інтенсивності світла.

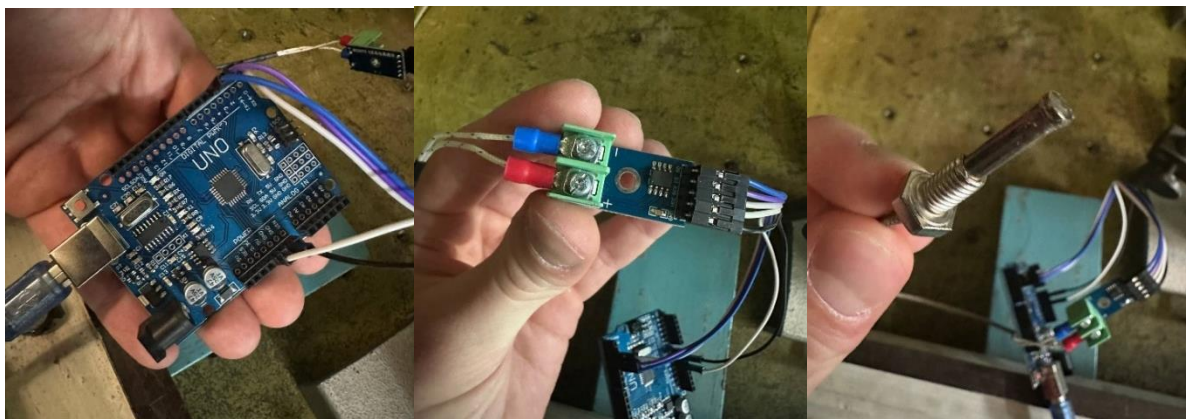


Рис. 2.16 Зображення схеми плати Arduino UNO з термопарою, яка підключена до плати MAX6675 для реєстрації температури

Система працює наступним чином: одночасно фотодіод реєструє інтенсивність світла від зовнішнього джерела світла, а саме відбиття лазерного світла від зразка, та термопара, яка знаходиться за зразком, реєструє зміну температури біологічної тканини, на яку впливає лазер. Для реєстрації інтенсивності світла, що випромінювалось, використовувалася плата Arduino UNO з фотодіодом на підсилювачі LM393. Для реєстрації температури використовувалась плата MAX6675, яка була підключена до плати Arduino UNO. До плати MAX6675 була підключена безпосередньо сама термопара. Дані з фотодіода та термопари передаються на плату Arduino UNO, вона обробляє дані та передає їх на комп'ютер. Плата Arduino UNO запрограмована за допомогою мови програмування C++. Варто зазначити, що фотодіод має дуже високу чутливість, тому навіть якщо його повністю накрити, він всеодно пропускає трохи світла, з цього слідує, що дані експерименти мають високу точність.

РОЗДІЛ 3

ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНІ РЕЗУЛЬТАТИ

3.1 Дослід коефіцієнта пропускання світла через зразок

В першому дослідженні зразок біотканини товщиною 2 мм був встановлений на вимірювальну головку та лазерне випромінювання було направлено на цей зразок без фокусувальної лінзи. Маємо наступний графік залежності $P(t)$ без лінзи:

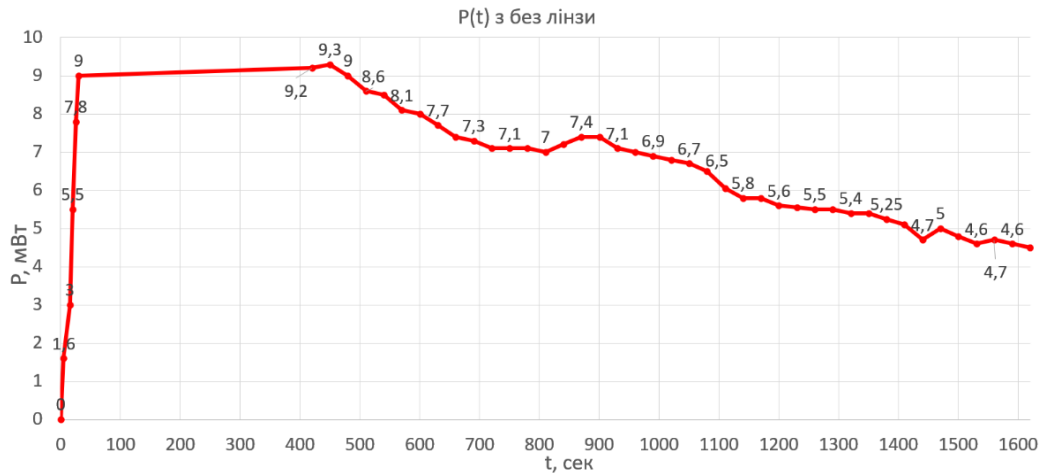


Рис. 3.1 Графік залежності $P(t)$ без лінзи

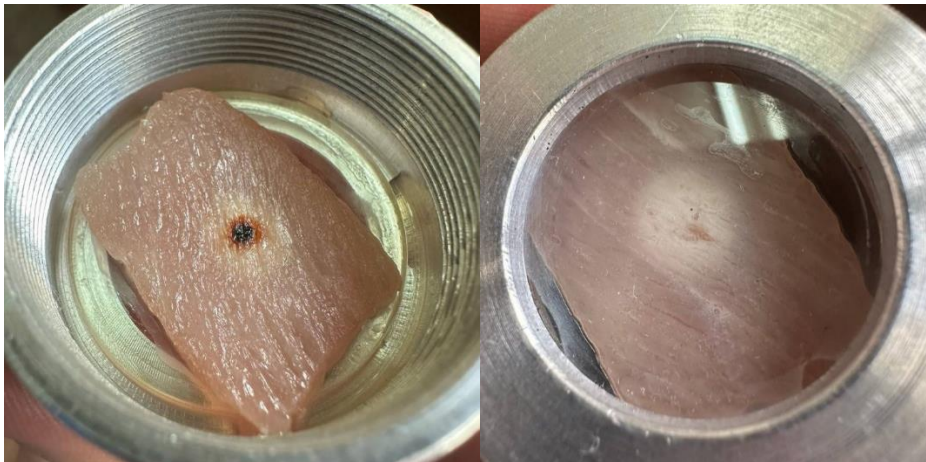


Рис. 3.2 Зразок з обох сторін після впливу лазерного випромінювання без лінзи

Після впливу лазера на біотканину виникає чорна точка або кратер без повного проникнення крізь зразок. Це свідчить про те, що енергія лазера була достатньою для нагрівання поверхні тканини до температур, що викликають фотоабляцію, тобто випаровування або руйнування зовнішнього шару тканини. Проте, температура не була настільки високою, щоб спричинити проникнення лазерного променя через тканину і утворення дірки. Це може бути пов'язано з тим, що температура не досягла рівня, необхідного для повного проникнення через тканину, або що матеріал біотканини володіє певною опірністю, яка змінює тепловий вплив лазера на нього. Такі ефекти можуть бути результатом оптичних

властивостей тканини, таких як поглинання, розсіяння та рефлексія лазерного випромінювання, а також параметрів лазера, таких як інтенсивність і тривалість імпульсу.

Той самий експеримент був повторений, але тепер за допомогою лінзи з фокусною відстанню 5 см. Лазерне випромінювання проходить через цю лінзу перед досягненням зразка біотканини. Маємо наступну залежність:

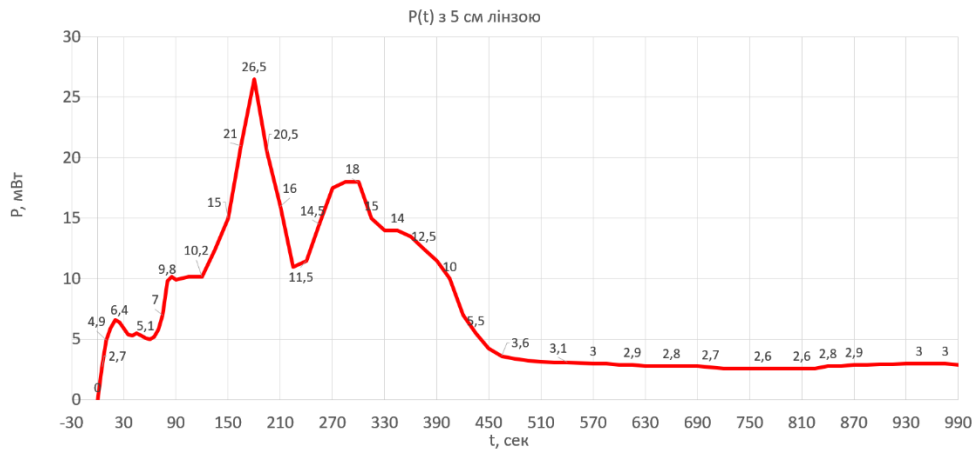


Рис. 3.3 Графік залежності $P(t)$ з 5 см лінзою

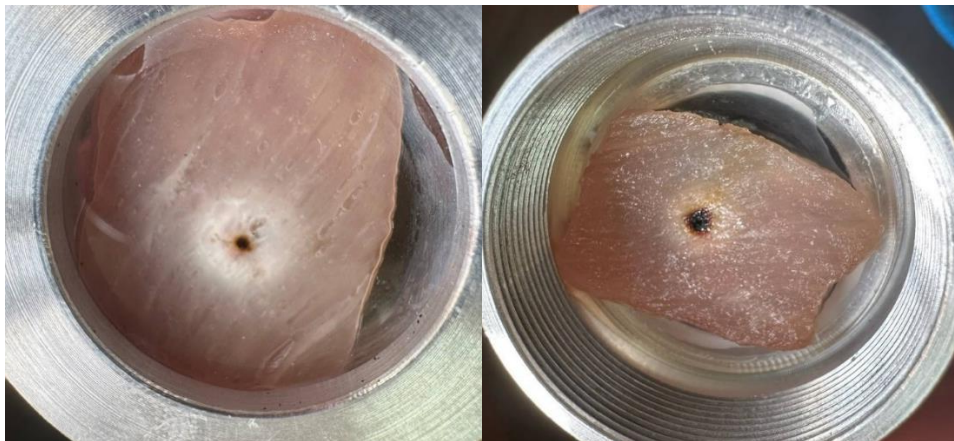


Рис. 3.4 Зразок з обох сторін після впливу лазерного випромінювання з лінзою 5 см

Після впливу лазерного випромінювання на наступний зразок біотканини, підданий оптичній лінзі з фокусною відстанню 5 см, спостерігалася практично пробита дірка, яка проявлялася у вигляді чорної точки на зворотній стороні зразка. Це свідчить про те, що енергія лазера була достатньо великою, щоб проникнути крізь тканину, але, можливо, недостатньою для повного проникнення.

Тепер, лазерне випромінювання пройшло через лінзу з фокусною відстанню 10 см перед тим, як досягти зразка. Вийшла наступна залежність:

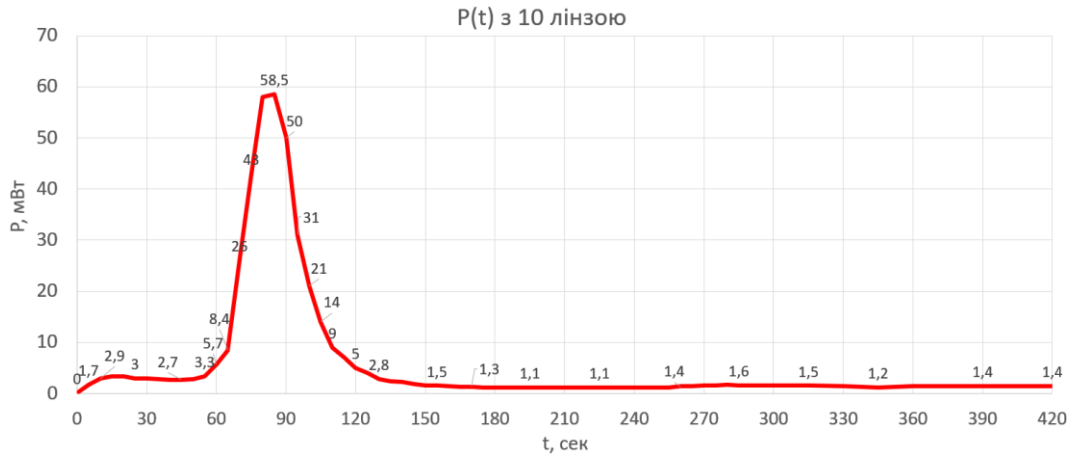


Рис. 3.5 Графік залежності P(t) з 10 см лінзою

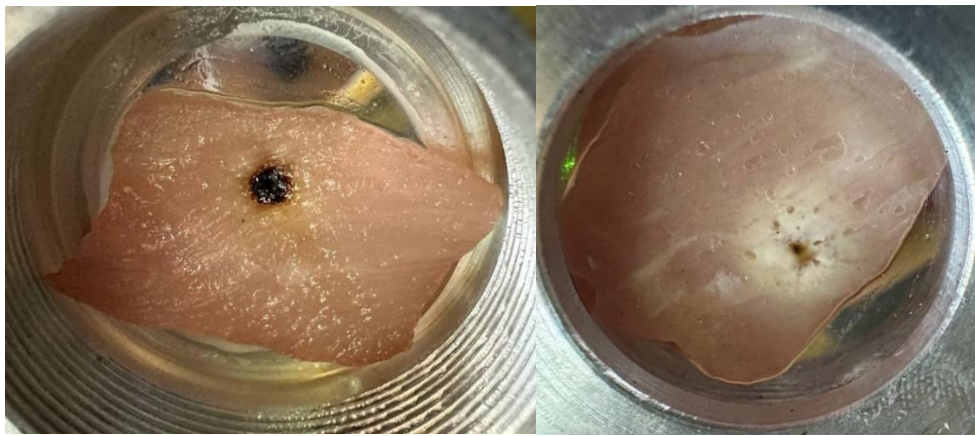


Рис. 3.6 Зразок з обох сторін після впливу лазерного випромінювання з лінзою 10 см

Після впливу лазерного випромінювання на наступний зразок біотканини, підданий оптичній лінзі з фокусною відстанню 10 см, було помічено трохи менше проникнення лазерного променя через тканину порівняно з попереднім експериментом з лінзою 5 см. На зворотній стороні зразка була також помічена чорна точка, проте вона була помітно меншою і не виявляла ознак пробиття дірки через тканину. Це може вказувати на те, що збільшення фокусної відстані лінзи призвело до розподілення енергії лазеру на більшу площу.

Тепер лазерне випромінювання пройшло через лінзу з фокусною відстанню 17 см перед тим, як досягти зразка. Вийшла наступна залежність:

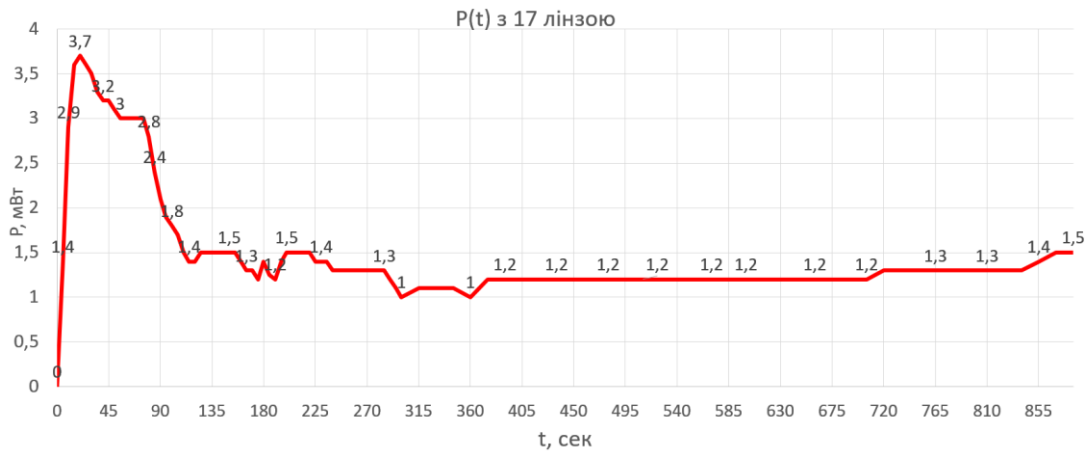


Рис. 3.7 Графік залежності $P(t)$ з 17 см лінзою

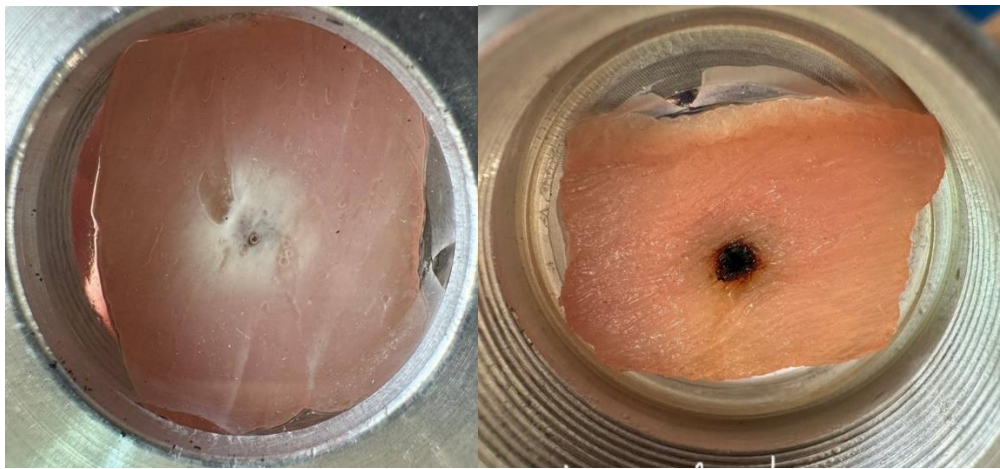


Рис. 3.8 Зразок з обох сторін після впливу лазерного випромінювання з лінзою 17 см

Після впливу лазерного випромінювання на наступний зразок біотканини, підданий оптичній лінзі з фокусною відстанню 17 см, було помічено ще менше проникнення лазерного променя через тканину порівняно з попередніми експериментами з лінзами 5 см та 10 см. На зворотній стороні зразка майже не було чорної точки. Це додатково підтверджує вплив фокусної відстані лінзи на глибину проникнення лазерного променя та розподіл енергії лазера на поверхню зразка. Ймовірно, збільшення фокусної відстані лінзи ще більше розподілило енергію лазерного променя, що призвело до меншого впливу на тканину.

Тепер, було вирішено взяти тонший зразок, його товщина становила близько 1 мм. Маємо наступну залежність:

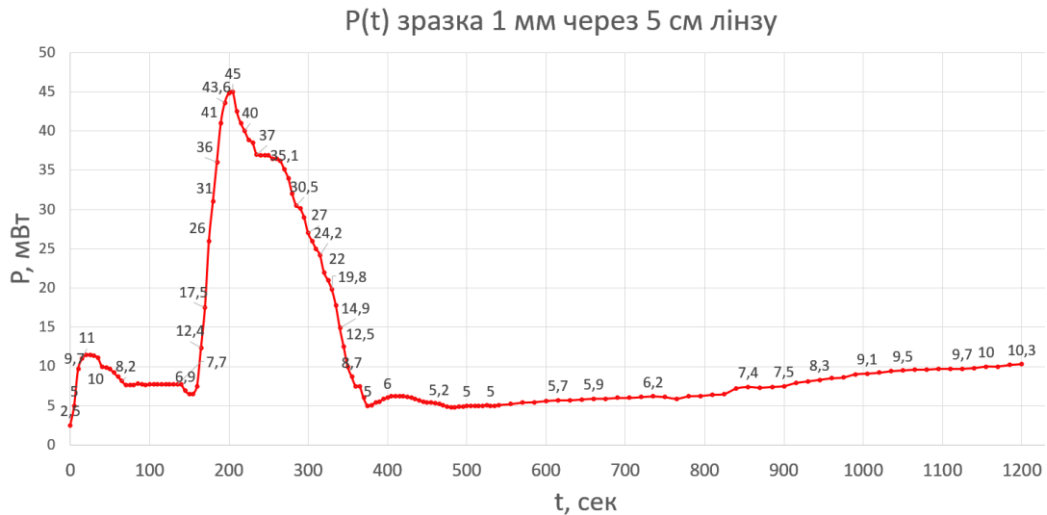


Рис. 3.9 Графік залежності P(t) зразка 1 мм через 5 см лінзу

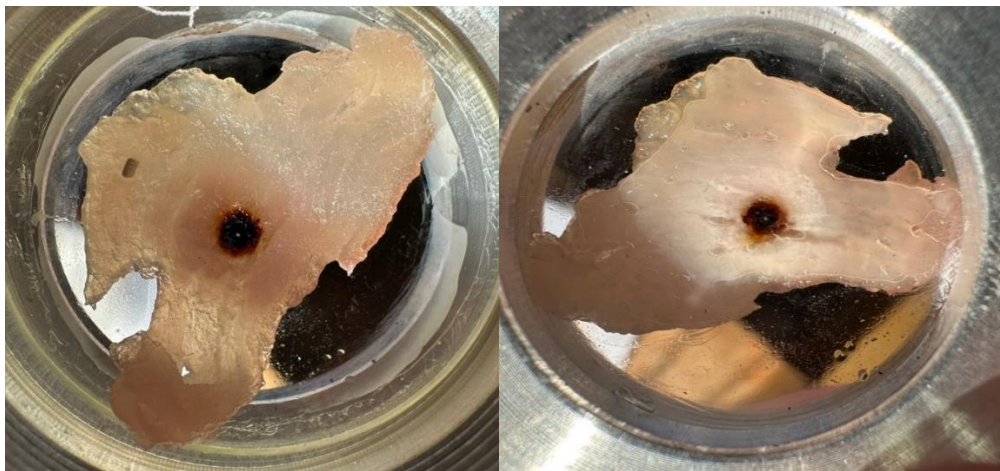


Рис. 3.10 Зразок 1 мм з обох сторін після впливу лазерного випромінювання з лінзою 5 см

Після 20 хвилин впливу лазерного випромінювання на біотканину товщиною 1 мм через лінзу з фокусною відстанню 5 см, так як і в минулих експериментах, спостерігалася поява чорної точки на обох сторонах зразка. Проте, при ближчому розгляді можна було виявити мікроскопічну дірочку. Тож, можна відзначити, що зменшення товщини зразка призвело до збільшення глибини проникнення лазерного променя.

У порівнянні зі зразками більшої товщини, де спостерігалися кратери, цей експеримент показує, що тонші шари біотканини можуть бути більш чутливими до лазерного впливу.

Отже, висновок полягає в тому, що 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. Такі спостереження важливі для розуміння та оптимізації лазерних процедур у медичних застосуваннях.

3.2 Дослід зміни температури та інтенсивності пропущеного та відбитого світла під впливом лазера на парах міді

Наступним етапом, ми провели серію експериментів, спрямованих на вивчення зміни температури зразка та дослідження зміни інтенсивності відбитого світла від зразка під впливом лазера на парах міді та напівпровідникового лазера, використовуючи датчик температури поза зразком. Кожен зразок, товщиною 2 мм, кімнатної температури $20 (\pm 3) \text{ }^\circ\text{C}$ був розміщений на спеціальному тримачі під фокусуєчими лінзами, виміри проводилися протягом 18-20 хвилин. Водночас, під кутом 45 градусів на відстані приблизно 7 см до зразка був розташований датчик інтенсивності світла, який вимірював, як світло відбивалося від поверхні зразка. До кожного виміру було зроблені графіки залежності температури від часу та інтенсивності відбитого світла від часу.

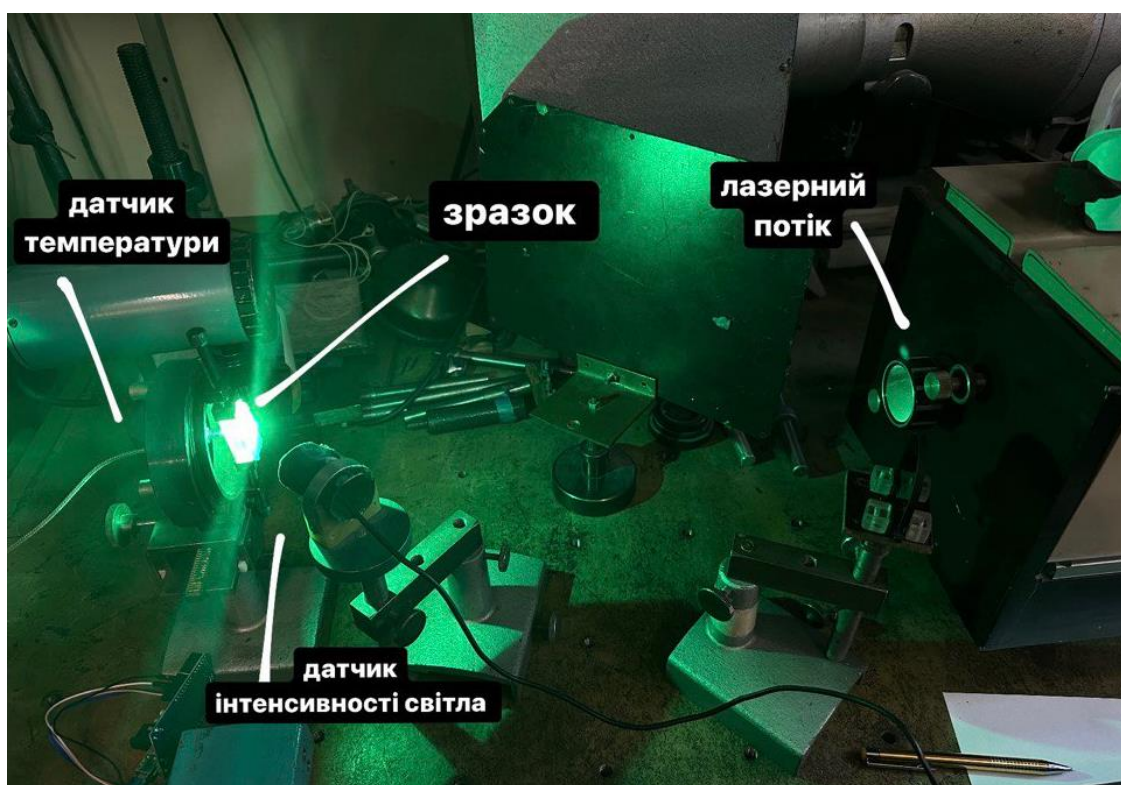


Рис. 3.11 Схема установки проведення вимірів для лазера на парах міді

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

Табл. 3.1 Таблиця значень температури та інтенсивності відбитого світла відносно часу зразка 2 мм без лінзи, що фокусує промінь

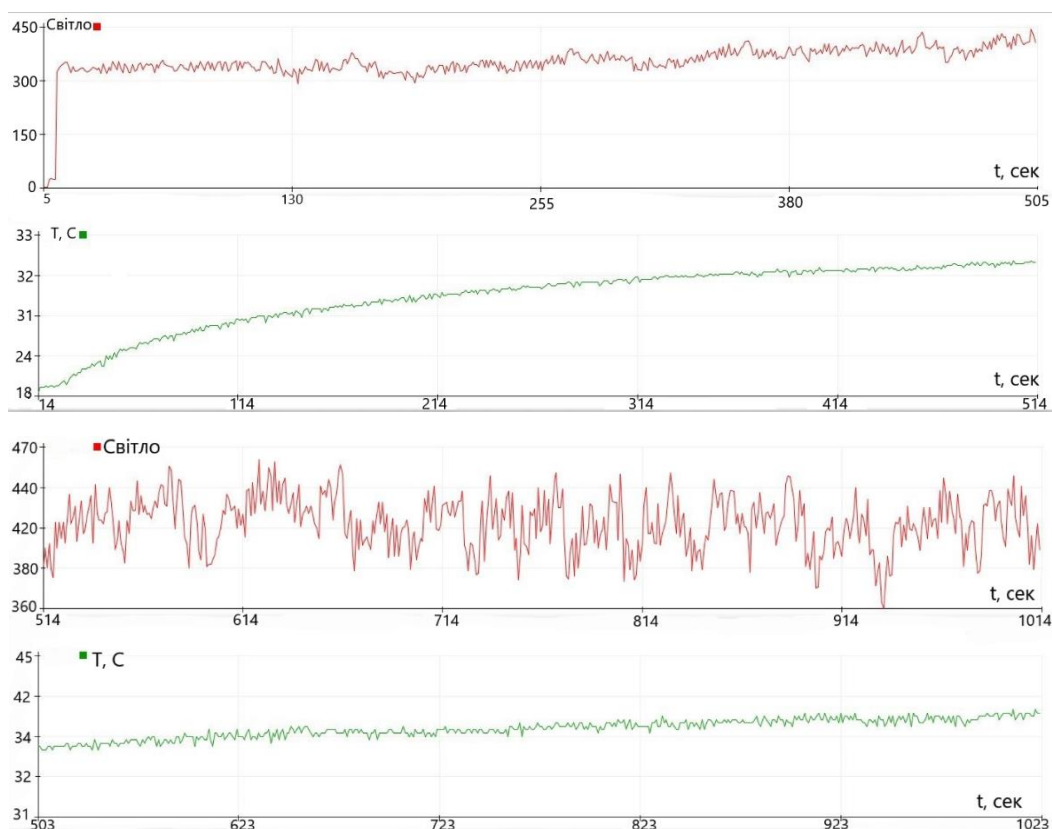


Рис. 3.12 Графік залежності інтенсивності відбитого світла та температури від часу зразка 2 мм без фокуруючої лінзи

Далі проведено експеримент, у якому був взятий зразок товщиною 2 мм, на який був спрямований лазерний потік з 5 см фокууючою лінзою. 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

Табл. 3.2 Таблиця значень температури та інтенсивності відбитого світла відносно часу зразка 2 мм з 5 см фокусуючою лінзою

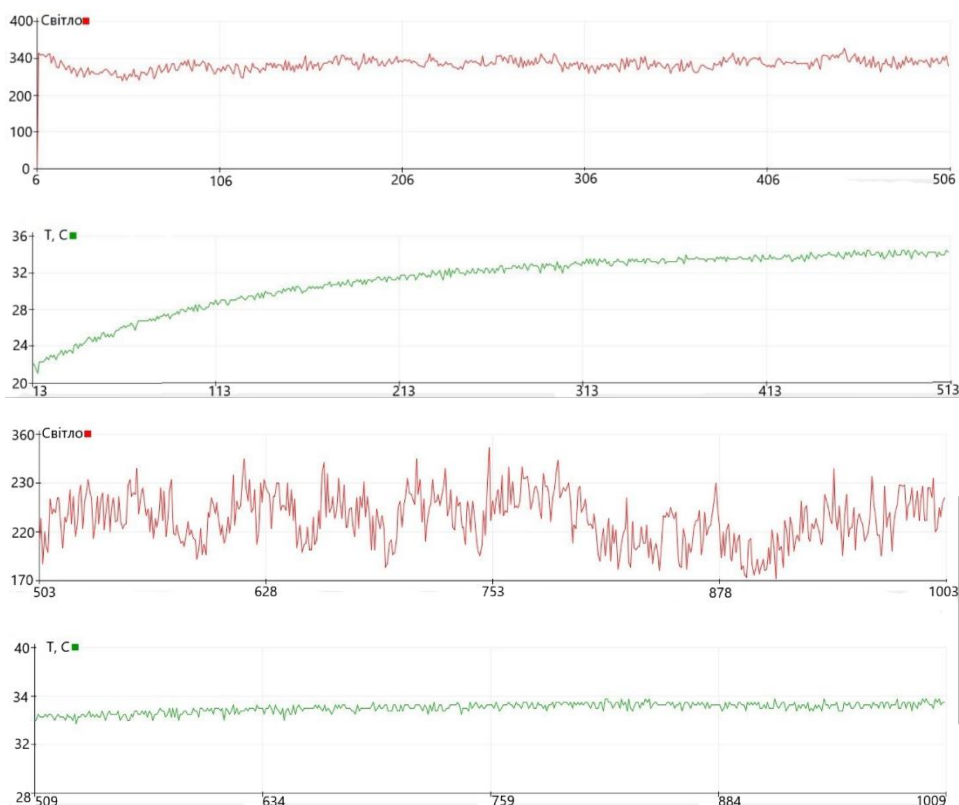


Рис. 3.13 Графік залежності інтенсивності відбитого світла та температури від часу зразка 2 мм з 5 см фокусуючою лінзою

Наступна вимірювальна процедура була з тим же зразком 2 мм, тільки через лінзу 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

Табл. 3.3 Таблиця значень температури та інтенсивності відбитого світла відносно часу зразка 2 мм з 10 см фокусуючою лінзою

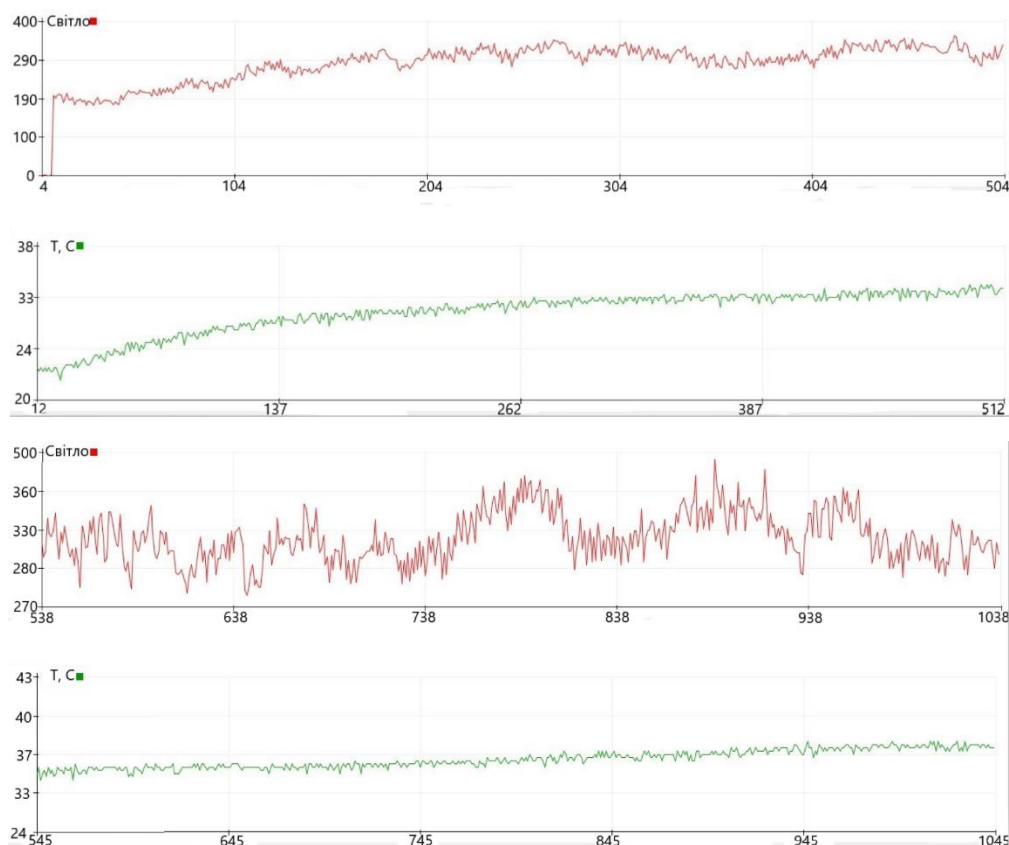


Рис. 3.14 Графік залежності інтенсивності відбитого світла та температури від часу зразка 2 мм з 10 см фокусуючою лінзою

Тепер, було проведено наступний експеримент, у якому був взятий той самий зразок товщиною 2 мм, на який було спрямоване лазерне світло з 17 см фокусуючою лінзою. 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

Табл. 3.4 Таблиця значень температури та інтенсивності відбитого світла відносно часу зразка 2 мм з 17 см фокусуючою лінзою

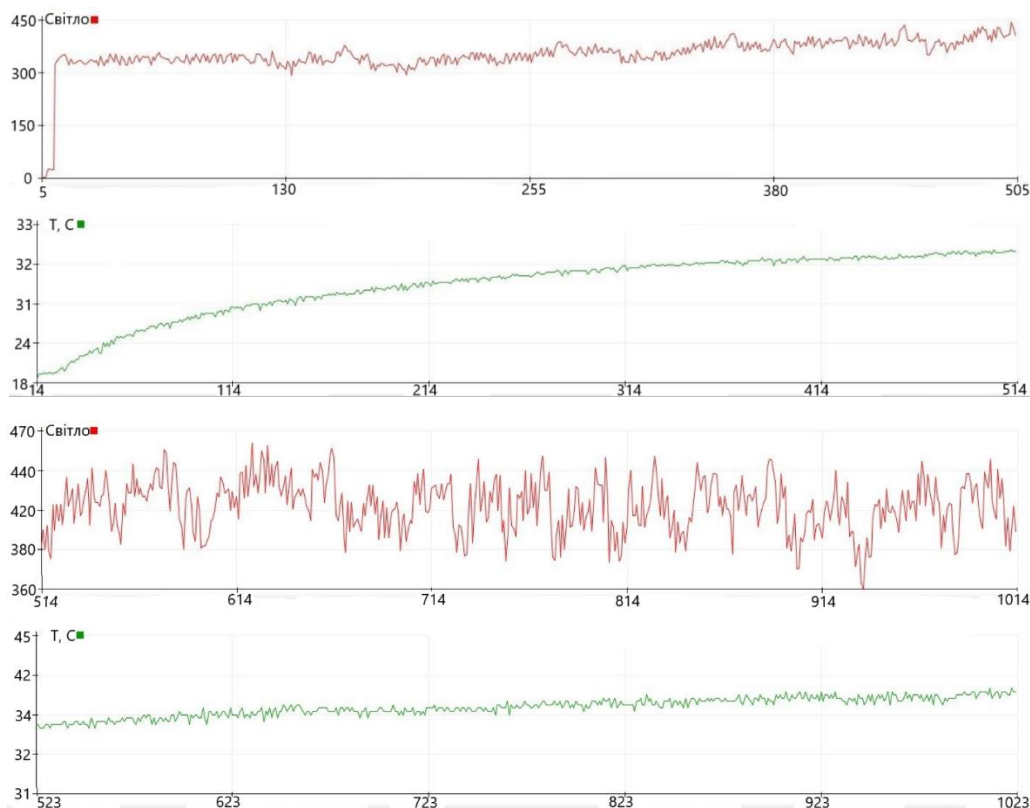


Рис. 3.15 Графік залежності інтенсивності відбитого світла та температури від часу зразка 2 мм з 17 см фокусуючою лінзою

Тепер, було взято більший зразок, товщиною 3.5 мм, на який було спрямоване лазерне світло з 10 см фокусуючою лінзою. 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

Табл. 3.5 Таблиця значень температури та інтенсивності відбитого світла відносно часу зразка 3.5 мм з 10 см фокусуною лінзою

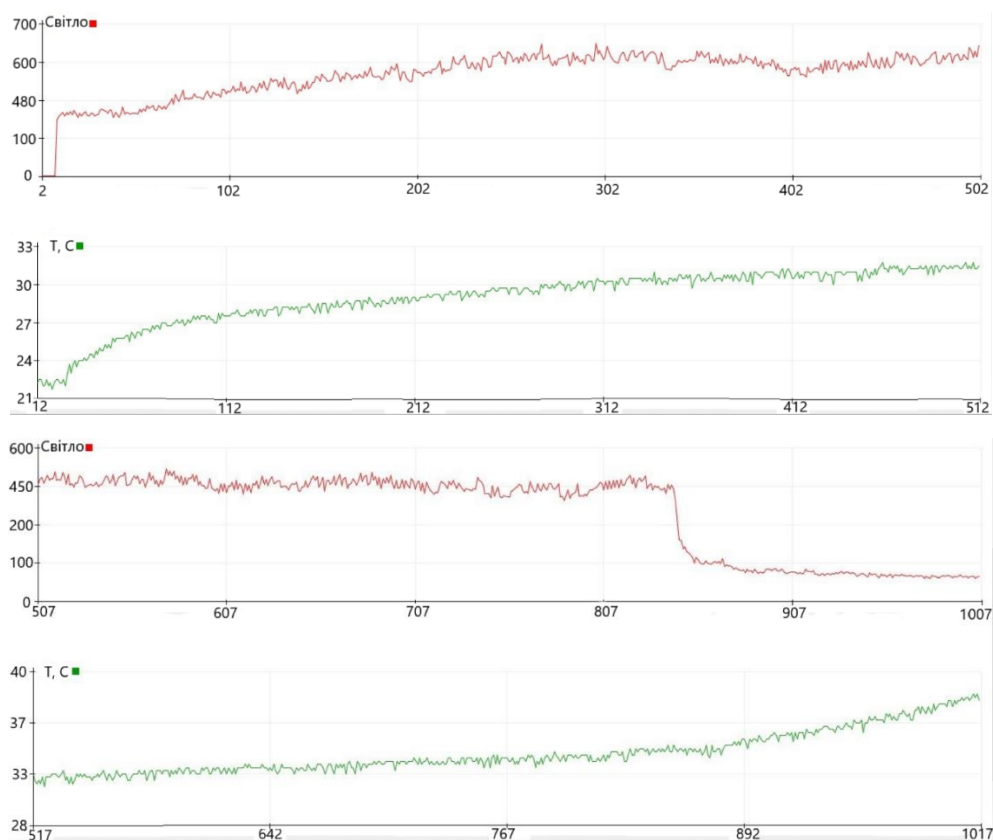


Рис. 3.16 Графіки залежності інтенсивності відбитого світла та температури від часу зразка 3.5 мм з 10 см фокусуною лінзою

3.3 Дослід зміни температури та інтенсивності пропущеного та відбитого світла під дією синього лазера

Тепер були проведені виміри для дослідження зміни температури зразка та інтенсивності відбитого світла від зразка під дією синього напівпровідникового лазера за тих же умов, як і за використаннями лазера на парах міді, але варто зазначити, що відстань від синього лазера до досліджуваного зразка була менше, ніж в експерименті з лазером на парах міді, через обмежену ділянку стола, на яких проводилися виміри. До кожного виміру було зроблені графіки залежності температури від часу та інтенсивності відбитого світла від часу.

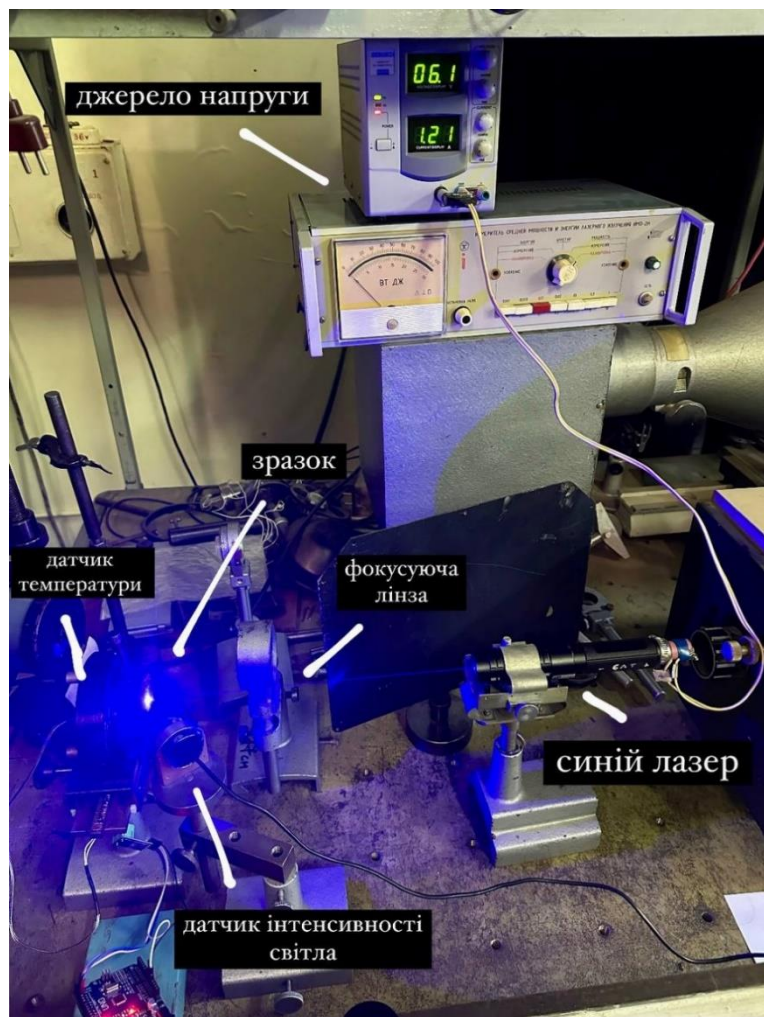


Рис. 3.17 Схема установки проведення вимірів для напівпровідникового лазера

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

Інтенсивність світла	Температура (Т,С)	Час(Т, хв)
128	33	1хв
132	42	2 хв
117	49	3 хв
146	51	4 хв
161	57	5 хв
176	58	6 хв
159	60	7хв
128	62	8 хв
118	63	9 хв
107	64	10 хв
99	65	11 хв
96	66	12 хв
92	67	13 хв

Табл. 3.6 Таблиця значень температури та інтенсивності відбитого світла відносно часу зразка 2 мм без фокуруючою лінзою

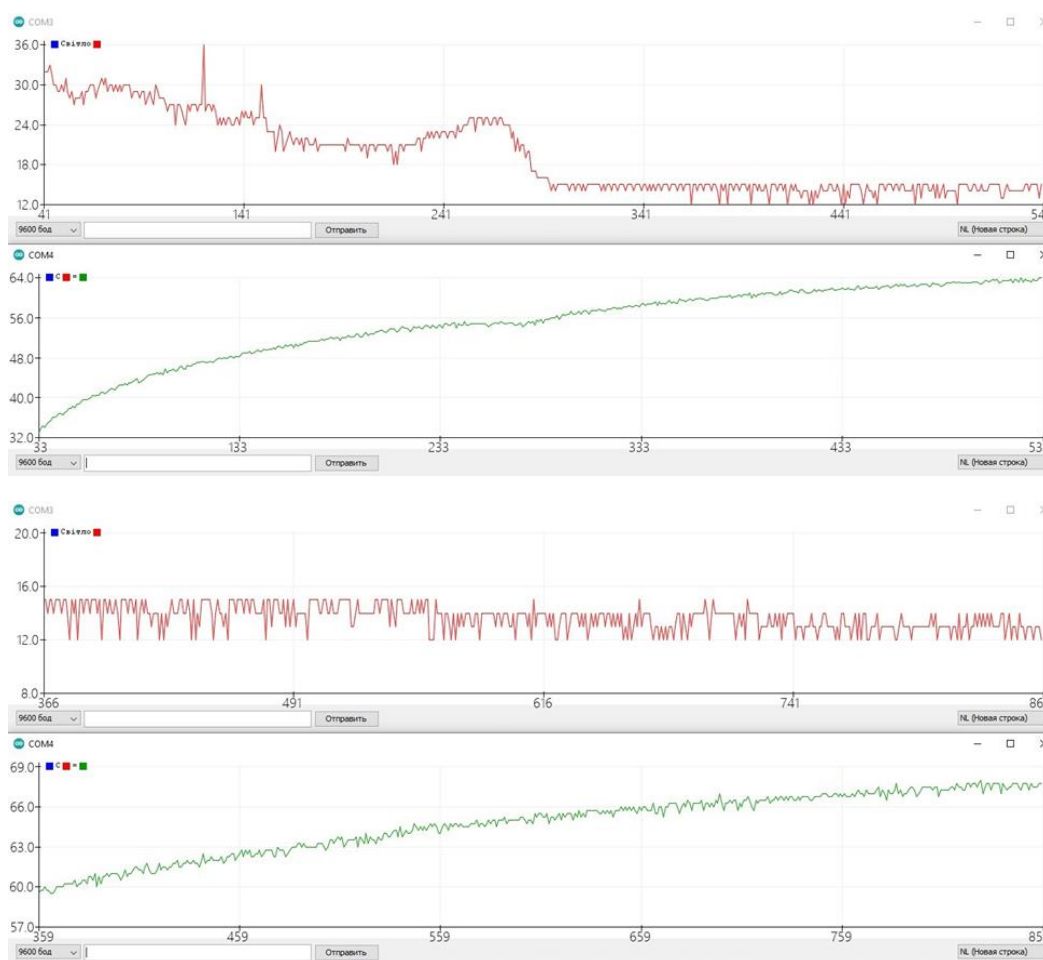


Рис. 3.18 Графіки залежності інтенсивності відбитого світла та температури від часу зразка 2 мм без лінзи під дією синього лазера

Далі проведено експеримент, у якому був взятий зразок товщиною 2 мм, на який був спрямований лазерний потік з 5 см фокууючою лінзою. Були отримані наступні результати.

Інтенсивність світла	Температура (Т,С)	Час(Т, хв)
80	33	1 хв
43	47	2 хв
38	55	3 хв
36	57	4 хв
29	59	5 хв
31	60	6 хв
23	62	7 хв
21	64	8 хв
13	65	9 хв
11	65	10 хв
9	67	11 хв
8	67	12 хв
7	68	13 хв
7	67	14 хв
6	68	15 хв
7	68	16 хв

Табл. 3.7 Таблиця значень температури та інтенсивності відбитого світла відносно часу зразка 2 мм з 5 см фокусуною лінзою

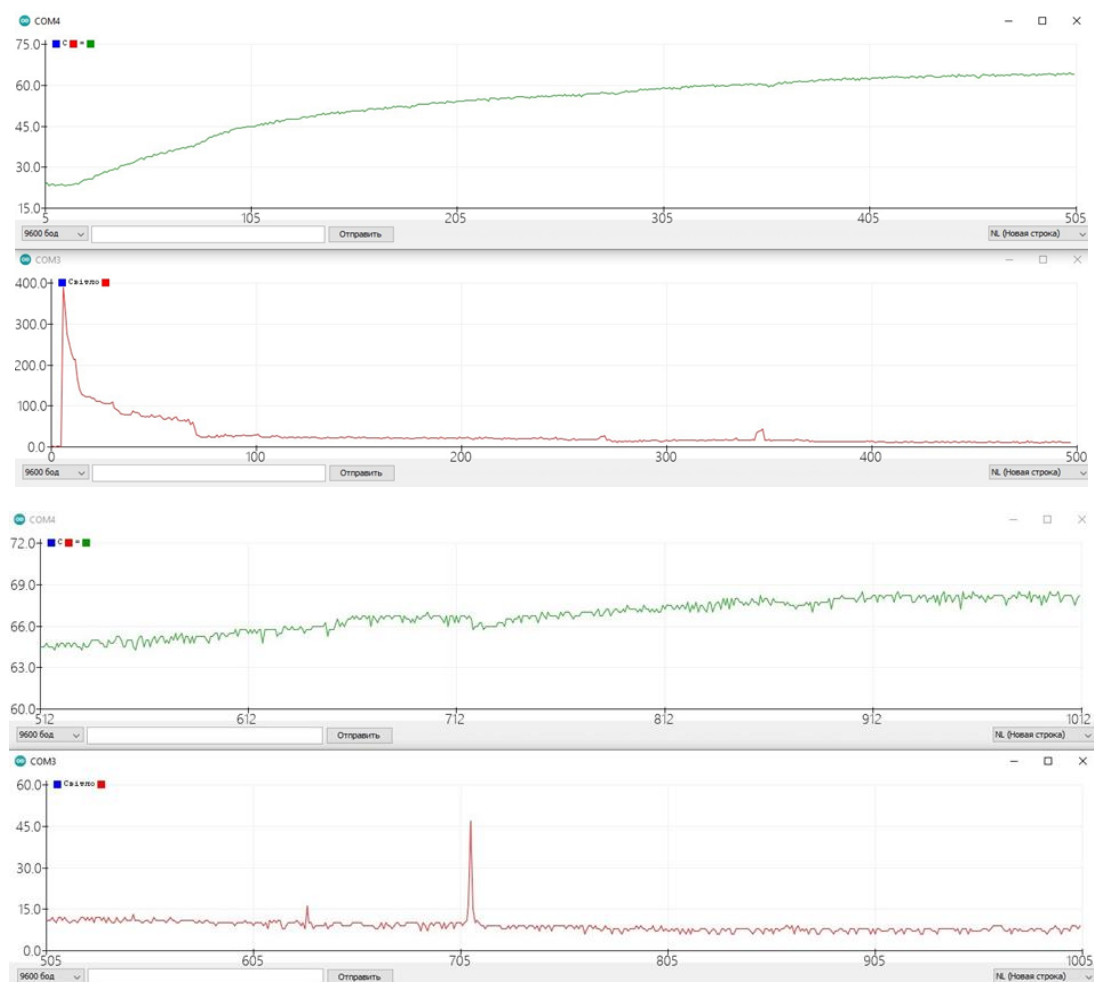


Рис. 3.19 Графіки залежності інтенсивності відбитого світла та температури від часу зразка 2 мм з лінзою 5 см під дією синього лазера

Наступна вимірювальна процедура була з тим же зразком 2 мм, тільки через лінзу 10 см:

Інтенсивність світла	Температура (Т,С)	Час(Т, хв)
76	46	1 хв
64	54	2 хв
61	56	3 хв
56	58	4 хв
56	60	5 хв
67	63	6 хв
67	64	7 хв
66	65	8 хв
67	65	9 хв
66	67	10 хв
65	68	11 хв
64	67	12 хв
63	68	13 хв
63	69	14 хв
62	69	15 хв

Табл. 3.8 Таблица значень температури та інтенсивності відбитого світла відносно часу зразка 2 мм з 10 см фокусуючою лінзою

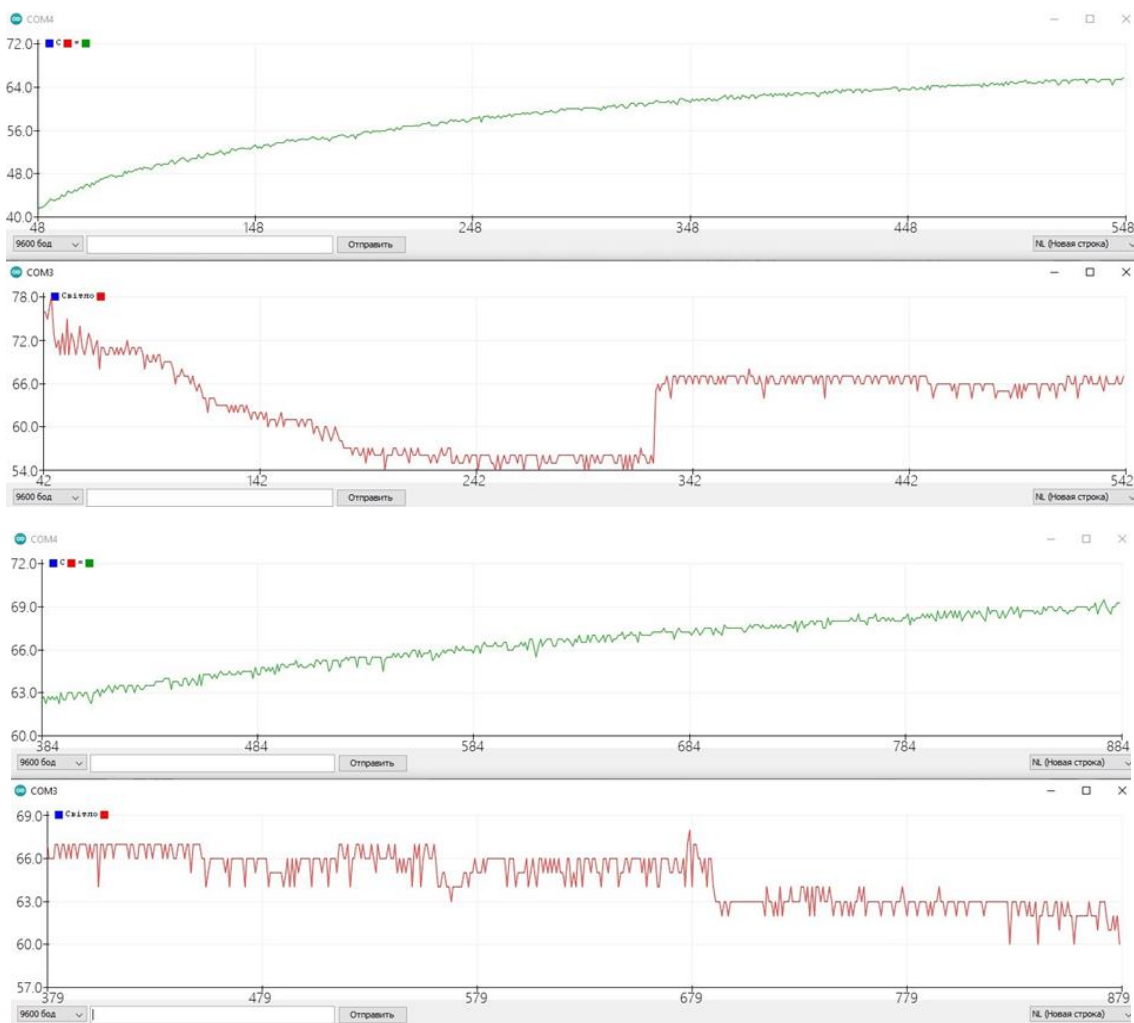


Рис. 3.20 Графік залежності інтенсивності відбитого світла та температури від часу зразка 2 мм з лінзою 10 см під дією синього лазера

Тепер, було проведено наступний експеримент, у якому був взятий той самий зразок товщиною 2 мм, на який було спрямоване лазерне світло з 17 см фокусуючою лінзою. Були отримані наступні результати.

Інтенсивність світла	Температура (Т,С)	Час(Т, хв)
31	42	1 хв
28	47	2 хв
22	52	3 хв
23	55	4 хв
21	57	5 хв
15	59	6 хв
14	62	7 хв
15	63	8 хв
14	64	9 хв
14	65	10 хв
14	66	11 хв
15	67	12 хв
13	67	13 хв
13	68	14 хв

Табл. 3.9 Таблиця значень температури та інтенсивності відбитого світла відносно часу зразка 2 мм з 17 см фокусуючою лінзою

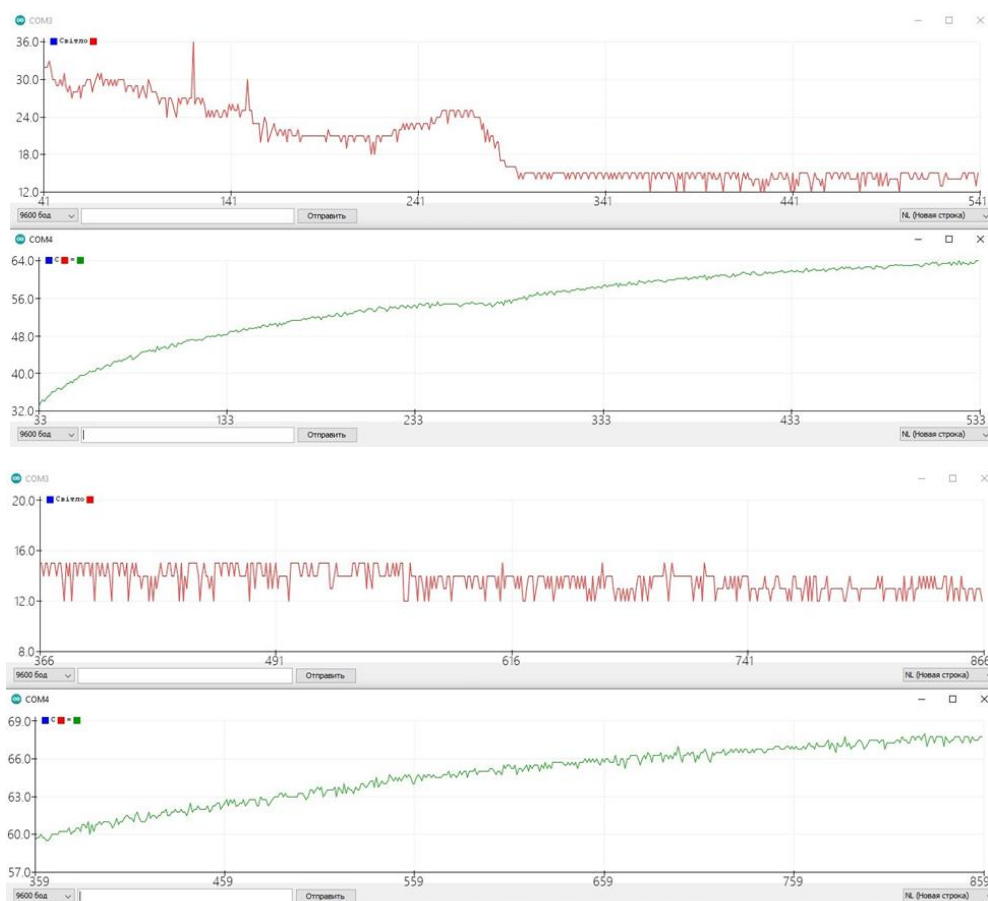


Рис. 3.21 Графік залежності інтенсивності відбитого світла та температури від часу зразка 2 мм з лінзою 17 см під дією синього лазера

ВИСНОВКИ

- 1) Огляд за темою роботи вказує на можливість використання лазерів з довжиною хвилі 455 нм (напівпровідниковий лазер YX-012) та 510,6 нм та 578,2 нм (лазер на парах міді) у медичних застосуваннях, оскільки ці довжини хвиль близькі до максимальних коефіцієнтів поглинання компонентами крові.
- 2) Обидва лазери мають певні недоліки: проблема фокусування полягає у матричній системі випромінювача напівпровідникового лазера та короткочасності імпульсів лазера на парах міді. В обох випадках при фокусуванні досягається максимальна інтенсивність близько $1\text{Вт}/\text{мм}^2$.
- 3) Порівняння дії лазерів обґрунтовано на коефіцієнтах поглинання кровонасичених тканин:
 - а) за дії лазера на парах міді коагуляція тканин відбувається за час приблизно 4-5 хвилин;
 - б) за дії напівпровідникового лазера коагуляція тканин відбувається за час приблизно 5 хвилин.
- 4) Отримано експериментальну інформацію щодо поглибленої дії лазерів та зміни пропускання тканин. Основними факторами є коагуляція, карбонізація і абляція.

ПЕРЕЛІК ВИКОРИСТАНИХ 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. Ansari MA, Mohajerani E., Mechanisms of laser-tissue interaction: I. optical properties of tissue, *J Lasers Med Sci* — 2011 — 119-25 с.
3. Yousif Safi, Eldin Mahdi, M.A. Shamad, Use of Laser in Dermatology, *Sudanese Journal of Dermatology* 3(3) — 2005 — 103-106 с.
4. Eshani Yeragi, Kavita Pol Nalawade, Saurabh Gotmare, Kajal Mahajan, Prajakta Yeragi, LASER Physics& its Application in Dentistry – A Review, November 2019 *IOSR Journal of Dental and Medical Sciences* 18(11) — 2019 — 33-46 с.
5. Sahar N Rashid and Estabraq M Mahdi, Study the Effect of Nd:YAG Laser on Cowpea Beetle (*Callosobruchus maculates*(Fab)), *IOP Conf. Ser.: Mater. Sci. Eng.* — 2018 — 454 с.
6. 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.