

**КИЇВСЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ УНІВЕРСИТЕТ**  
**ІМЕНІ ТАРАСА ШЕВЧЕНКА**  
ФАКУЛЬТЕТ РАДІОФІЗИКИ, ЕЛЕКТРОНІКИ ТА КОМП'ЮТЕРНИХ СИСТЕМ  
Кафедра медичної радіофізики

До захисту допущено:

«На правах рукопису»

Завідувач кафедри \_\_\_\_\_ Сергій РАДЧЕНКО

« \_ » травня 2023 р.

**КВАЛІФІКАЦІЙНА МАГІСТЕРСЬКА РОБОТА**

на тему:

**«АНАЛІЗ ВПЛИВУ РОЗСІЮВАННЯ ТА НЕЛІНІЙНИХ ЕФЕКТІВ НА  
ПРОНИКНЕННЯ ІНТЕНСИВНОГО ОПТИЧНОГО ВИПРОМІНЮВАННЯ В  
БІОТКАНИНИ ДЛЯ ДОЗИМЕТРІЇ»**

**Виконала:**

студентка 2-го курсу магістратури  
денної форми навчання  
спеціальності 105 Прикладна фізика та наноматеріали  
ОНП «Біомедична фізика, інженерія та інформатика»  
Харінських Вероніка Андріївна

\_\_\_\_\_

**Науковий керівник:**

д. фіз.-мат. н., доцент  
Іванісік Анатолій Іванович

\_\_\_\_\_

**Рецензент:**

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

\_\_\_\_\_

Засвідчую, що у цій магістерській роботі  
немає запозичень з праць інших авторів без  
відповідних посилань  
Студент \_\_\_\_\_

Робота допущена до захисту в ЕК рішенням кафедри медичної радіофізики  
від «\_\_» травня 2023 р., протокол № \_\_.

Завідувач кафедри медичної радіофізики,  
канд. фіз.-мат. наук, доцент  
Радченко Сергій Петрович

\_\_\_\_\_

## Реферат

Кваліфікаційна робота магістра: 42 стр., 31 рис., 13 джерел.

У роботі проведено аналіз залежності диференційної дози (вираженої в Дж/м<sup>3</sup>) від глибини проникнення лазерного випромінювання в різні шари тканин. При цьому враховуються нелінійні ефекти, такі як насичення поглинання та двофотонне поглинання. Результати комп'ютерного моделювання показують диференційну дозу лазерного випромінювання для різних параметрів випромінювання, зокрема потужності, тривалості та довжини хвилі лазерних імпульсів. Ці результати представлені у формі графіків. Виявлено, що для правильного розрахунку дози поглинутого випромінювання біотканиною необхідно враховувати нелінійні оптичні ефекти.

ЛАЗЕРНА ДОЗА, ДВОФОТОННЕ ПОГЛИНАННЯ, БІОТКАНИНА,  
ЛАЗЕРНЕ ВИПРОМІНЕННЯ, РОЗСІЯННЯ

## ЗМІСТ

РЕФЕРАТ .....	2
ВСТУП .....	4
1 Огляд літератури .....	6
1.1 Дія лазерів на біотканини .....	6
1.2 Використання лазерного випромінення у різних сферах.....	10
1.3 Застосування лазерів в медицині .....	12
1.4 Оптичні та біохімічні властивості біотканин .....	14
1.5 Нелінійні процеси .....	22
1.6 Неодимовий лазер .....	26
2 Практична частина .....	27
2.1 Математичні викладки.....	27
2.2 Код Wolfram Mathematica.....	31
2.3 Результати моделювання (графіки).....	31
ВИСНОВКИ.....	41
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ.....	42

## Вступ

Сучасна медицина активно використовує лазерне випромінювання на живі тканини для різних цілей, від хірургії до діагностики. Часто лазерне випромінювання використовують для роботи з м'якими тканинами, тими, що мають різну вологість або водонасиченість. Лазерне випромінювання має високу енергію, яка може викликати теплові, фотохімічні, ударно-акустичні та інші ефекти в тканинах організму. Для забезпечення безпечної роботи з випромінюванням важливо ретельно вивчити вплив параметрів лазера на біотканини, а також глибину поглинання диференційної дози випромінювання. Ця робота має актуальність через унікальні властивості та характеристики лазерного випромінювання, які впливають на його корисність у медичних застосуваннях. Використання лазерів у хірургічній практиці дозволяє зменшити крововтрату пацієнта та прискорити загоєння ран завдяки їх високим коагуляційним і гемостатичним властивостям. Метою цього дослідження є:

- Аналіз поглинання і розсіяння лазерного випромінювання біотканинами з урахуванням лінійних та нелінійних оптичних ефектів;
- Визначення доцільності використання нелінійного поглинання для зменшення дози при розрахунках.

Об'єктом цього дослідження є дозиметрія поглинання лазерного випромінювання в біотканях з урахуванням нелінійних оптичних ефектів. Предметом дослідження є визначення максимального проникнення диференційної дози у водонасичених тканинах. Методом дослідження є моделювання за допомогою програми Wolfram Mathematica.

Отримані результати мають велике значення для розвитку фундаментальних наукових досліджень у галузі біотканин та оцінки властивостей їх динамічного стану як складного реагуючого середовища. Розроблені підходи та отримані результати можуть бути застосовані для поглибленого та детального моделювання фізіологічного та патологічного функціонування біотканин. Вони також можуть використовуватись для аналізу численних експериментів, проведених на м'язах та інших м'яких тканинах, кровоносних та лімфатичних судинах, серці та інших

органах. Отримані результати сприятимуть глибокому розумінню цих процесів і сприятимуть подальшому розвитку медичної науки та практики.

## 1. Огляд літератури

### 1.1 Дія лазерів на біотканини

Лазер — це генератор оптичних хвиль, який використовує енергію індукованого випромінювання атомів або молекул у середовищах із зворотно заселеними рівнями енергії, які мають властивість посилювати світло певної довжини хвилі. Джерело енергії, як очевидно з назви, постачає необхідну енергію для роботи пристрою. Важливо пам'ятати, що світло передає енергію, а фотон - це не тільки частинка або квант світла, але й носій енергії. Для помноження світла використовується оптичний резонатор, що складається з двох дзеркал. Завдяки різноманітним способам накачування активного елемента створюється активне середовище.

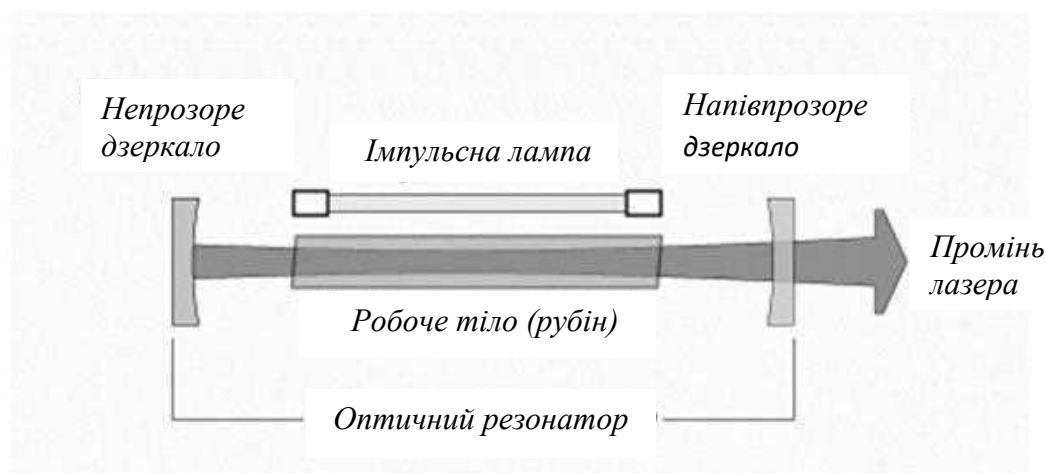


Рисунок 1.1.1 – Структура твердотілого лазера

За рахунок перерахованих умов у лазері генерується спектр, який показаний на малюнку 2 (число мод лазера регулюється довжиною резонатора):

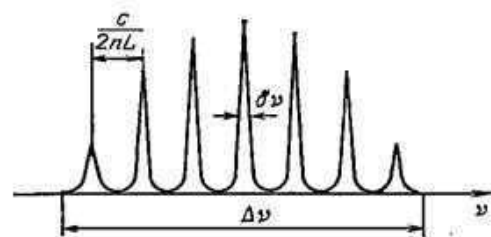


Рисунок 1.1.2 – Спектр поздовжніх мод лазера

Лазери відрізняються високим ступенем монохроматичності (випромінюють світло практично однієї довжини хвилі), спрямованістю та поляризацією випромінювання. Вони мають значну інтенсивність та яскравість, високий ступінь часової та просторової когерентності. Лазери можуть регулюватись за довжинами хвиль і випромінювати світлові імпульси рекордно короткої тривалості. Це відрізняє їх від теплових джерел світла.

Лазерні установки можуть бути розподілені на наступні групи:

1) Лазери великої потужності, які використовують неодим, окис вуглецю, вуглекислий газ, аргон, рубін, пари металів та інші.

2) Лазери з низькою енергією випромінювання, такі як гелій-кадмієві, гелій-неонові, на основі азоту, на основі барвників та інші. Вони не мають вираженої теплової дії на тканини організму.

Лазерні системи називаються за активним середовищем, в якому відбувається стимульована емісія. Більш детальні класифікації включають твердотільні лазери, газові лазери, напівпровідникові лазери та рідинні лазери. Лазери також можуть бути класифіковані за довжиною хвилі світла (рис. 1.1.3), яку вони випромінюють, вираженою в нанометрах (нм).

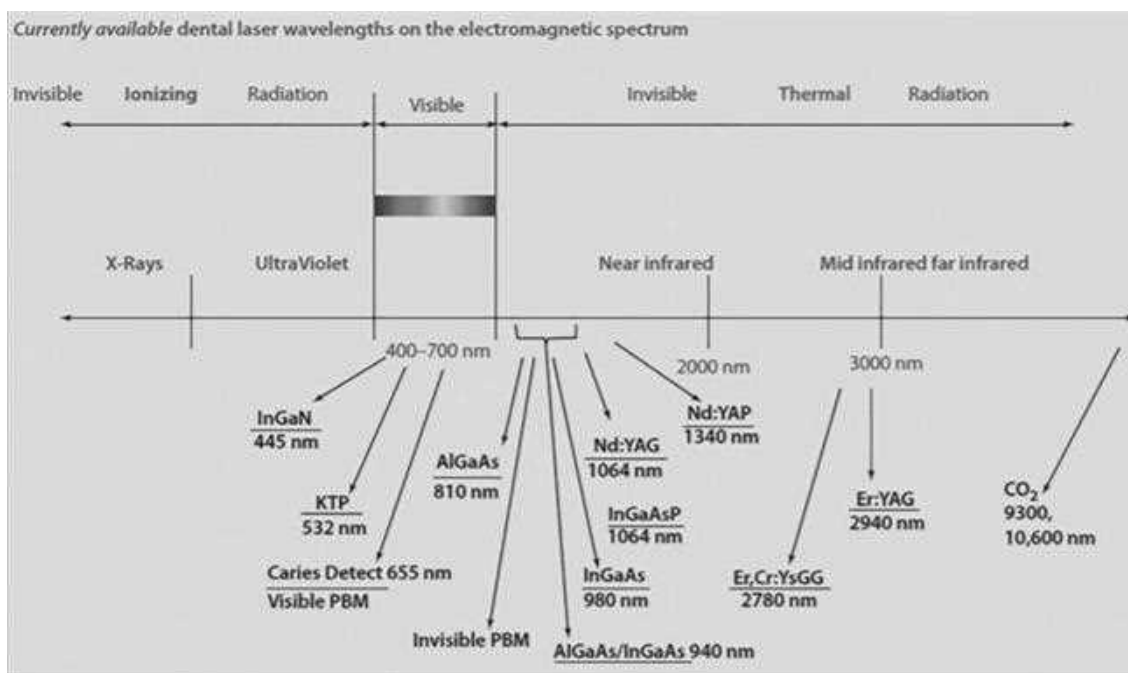


Рисунок 1.1.3 – Розподіл випромінювання різних типів лазерів у межах електромагнітного спектра

Важливо відзначити, що певні довжини хвиль лазерного випромінювання не однаково поглинаються всіма типами тканин. Лазерна енергія, що падає на живу тканину, проходить через «тканину-мішень» і поглинається, а частина відбивається і розсіюється. Поглинена доза відіграє вирішальну роль для правильного та ефективного використання лазерів у медицині. М'яка тканина поглинає енергію завдяки хромофорам (вода, пігменти, білки), які вона містить (рис. 1.1.3). Деякі довжини хвиль лазера добре поглинаються пігментами (гемоглобіном, меланіном), а інші добре поглинаються водою, тому універсального лазера для різних операцій не існує.

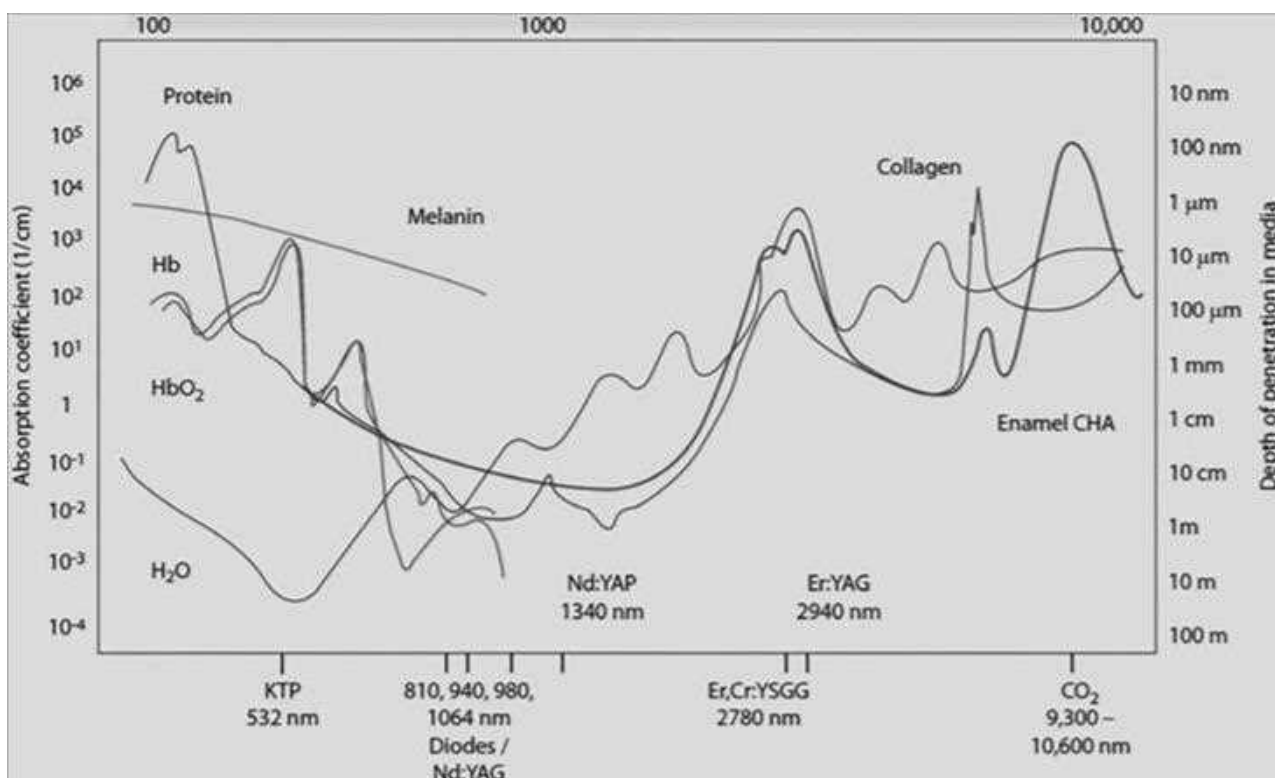


Рисунок 1.1.4 – Спектр поглинання різних типів лазерів

Вплив лазерного випромінювання на біологічний матеріал залежить від різних характеристик променя та властивостей тканини. Основні характеристики включають довжину хвилі, інтенсивність випромінювання, тривалість опромінення, частоту повторення та поляризацію променя.

Залежно від цих характеристик, лазерне випромінювання може викликати різні типи взаємодії з біотканиною:

1. Фотохімічна взаємодія: У цьому випадку фотони взаємодіють з молекулами тканини, спричиняючи хімічні реакції. Цей процес переважає при низькій інтенсивності випромінювання та тривалому часі опромінення.

2. Теплова взаємодія: При високій інтенсивності випромінювання та короткому часі опромінення, енергія фотонів перетворюється на тепло, що призводить до нагрівання тканини.

3. Нелінійні процеси: При дуже високій інтенсивності ( $q > 10$  кВт/см<sup>2</sup>) та короткому часі опромінення ( $\tau \leq 10$  нс) можуть відбуватися нелінійні процеси, наприклад, генерація гармонік, оптичні перетворення та інші.

Ці типи взаємодії дозволяють розуміти, як лазерне випромінювання впливає на біологічний матеріал і визначити оптимальні параметри випромінювання для бажаного ефекту.

Вплив лазерного випромінювання на біологічну тканину може бути домінуваним одним з цих процесів, залежно від параметрів лазерного променя. Припускаючи, що довжина хвилі випромінювання така, що воно добре поглинається тканиною, тип лазерного випромінювання можна представити у вигляді області, показаної на рисунку. [13]:

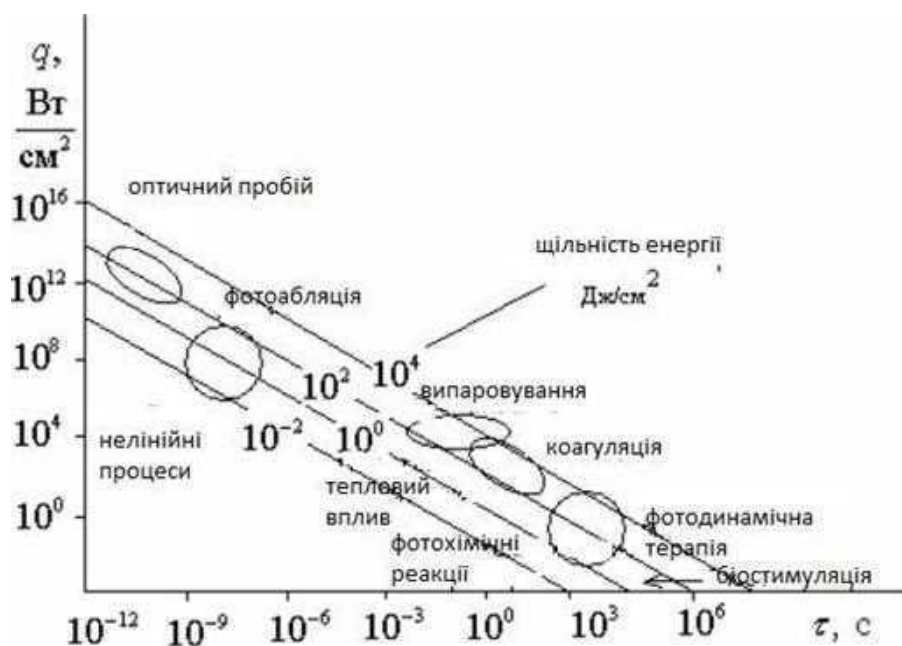


Рис.1.1.5 – Залежність щільності енергії від тривалості випромінювання

## 1.2 Використання лазерного випромінювання у різних сферах

Винахід лазерів здійснив високий вплив на розвиток різних галузей науки і техніки, де стало можливим використання лазерів для вирішення поставлених наукових та технічних завдань. З появою лазерів стало можливим значне поліпшення багатьох оптичних приладів і систем, які використовуються як джерело світла, що призвело до створення принципово нових пристроїв. Створення лазерних технологій в останні роки призвели до появи нових наукових та технічних напрямків – голографія, нелінійна та інтегральна оптика, лазерна технологія, лазерна хімія, використання лазерів для керованого термоядерного синтезу тощо.

Винайдення лазерів привело до значного прогресу в нелінійній оптиці, дослідженні і використанні явищ, таких як генерація гармонік, самофокусування світлових пучків, багатофотонне поглинання та різні типи розсіювання світла, що виникають під впливом лазерного випромінювання. Цей прорив мав велике значення для розвитку цих областей, забезпечивши нові можливості та розширивши наше розуміння фізичних явищ, пов'язаних з оптикою.

Далі наведено перелік застосувань лазерних технологій у різних галузях науки і техніки, де унікальні властивості лазерного випромінювання забезпечили суттєвий прогрес або призвели до принципово нових наукових та технічних рішень [1].

Застосування лазерів у військовій справі. Нині сформувалися основні напрями застосування лазерних технологій у військову справу. Основні напрямки:

- .Лазерна локація (наземна, бортова, підводна);
- .Лазерний зв'язок;
- .Лазерні навігаційні системи;
- .Лазерна зброя;
- .Лазерні системи ПРО та ПКО, що створюються в рамках стратегічної оборонної ініціативи – СОІ.

Поверхнева лазерна обробка. Лазерне загартування - збільшує термін служби виробів, які піддаються високому зносу.

Лазерний відпал - збільшує пластичність та зменшує твердість. Цей спосіб широко застосовується в мікроелектроніці для відпалу дефектів напівпровідниках.

Лазерна відпустка – використовується для локального збільшення пластичності, ударної в'язкості.

Лазерне очищення - застосовується для видалення різних забруднень із поверхонь. Використовується при очищенні творів мистецтва та пам'яток, металів (у рамках технологічних процесів виробництва), мікроочищення у різних галузях електроніки [5].

Лазерне оплавлення. Аморфізація поверхні сплаву в умовах швидкісного опромінення (дуже коротким імпульсом або променем, що сканує). При цьому досягаються надвисокі швидкості тепловідведення, які забезпечують так зване заморожування розплаву.

Лазерне наплавлення - даний метод дозволяє наносити зносостійкі поверхневі шари. Лазерне відновлення має велику перспективу застосування у ремонтному виробництві для відновлення деталей, що вимагають високу твердість та зносостійкість поверхневого шару.

Вакуумно-лазерне напилення - випаровування у вакуумі матеріалів при впливі на нього лазерного випромінювання та подальше конденсація на підкладці продуктів випаровування.

Ударний вплив лазерного випромінювання – застосовується для зміцнення поверхні, для утворення р-п – переходів у напівпровідникових матеріалах.

Лазерне зварювання - один із перспективних напрямків для промислового застосування. Зварне з'єднання утворюється в результаті нагрівання та розплавлення лазерним променем ділянок у місці контакту (стику) частин, що зварюються.

Лазерне різання є сфокусованим лазерним променем, який несе в собі високу енергію і здатний розрізати практично всі існуючі матеріали незалежно від їх теплофізичних властивостей. При цьому утворюються вузькі розрізи з невеликою зоною термічного впливу.

Лазерне маркування та гравірування знайшла широке застосування в промисловому виробництві для кодування вироблених зразків, нанесення різного роду написів на панелі приладів, клавіатурні поля, виготовлення табличок і шильдів, вимірвальний інструмент; для оздоблення сувенірів, при виробництві ювелірних виробів.

### 1.3 Застосування лазерів в медицині

Застосування лазерів у медицині та біології поділяється на дві основні групи. Перша група використовує лазерне випромінювання як інструмент для проведення досліджень, наприклад, у спектральних дослідженнях, лазерній мікроскопії та голографії. Друга група використовує лазери для прямого впливу на біологічні об'єкти і включає три типи впливу.

Перший тип полягає в застосуванні лазерного випромінювання на патологічні тканини з метою коагуляції. Цей тип використовується в дерматології та онкології.

Другий тип включає розсічення тканин за допомогою високої потужності лазерного випромінювання. Він застосовується у хірургії.

Третій тип полягає в використанні низькоенергетичного лазерного випромінювання для біостимуляції тканин і органів. Цей тип використовується у фізіотерапії для прискорення загоєння ран та інших порушень.

Дослідження механізму біологічної дії лазерного випромінювання спрямовані на вивчення процесів, що відбуваються при опроміненні, включаючи коагуляцію, розсічення та біостимуляцію. Випромінювання у видимому спектрі також може стимулювати фотохімічні реакції, які сприяють загоєнню ран та інших порушень.

Дослідження в цих напрямках допоможуть краще розуміти дію лазерного випромінювання і сприятимуть його ефективному використанню в клінічній практиці. При різних рівнях потужності лазерного випромінювання можуть спостерігатись різні ефекти, від коагуляції до випаровування біотканин.

Дослідження впливу імпульсного лазерного випромінювання на біологічні об'єкти є складним завданням, оскільки взаємодія випромінювання з живою тканиною має вибуховий характер і супроводжується як тепловими (коагуляція, випаровування), так і механічними ефектами утворення хвиль стиснення та розрідження, що поширюються у глибину тканини. При високій щільності потужності можлива іонізація атомів біотканини.

Різні параметри лазерного випромінювання впливають на механізм і результати взаємодії з біологічними тканинами, що робить лазери важливим інструментом у різних галузях медицини, таких як хірургія, онкологія, офтальмологія, терапія, гінекологія, урологія, нейрохірургія та для діагностичних процедур.

В хірургії лазерне випромінювання використовується як універсальний скальпель з кращими ріжучими та гемостатичними властивостями порівняно з електроножем. Взаємодія лазерного скальпеля з біотканинами характеризується такими особливостями: відсутність прямого контакту з тканиною, що дозволяє уникнути інфікування; гемостатичний ефект, зупинення кровотечі; стерилізація ран, запобігання післяопераційним ускладненням; можливість керувати параметрами випромінювання для досягнення різних ефектів; мінімальний вплив на прилеглі тканини.

У зв'язку з різноманітністю проблем у хірургії, необхідно докладніше вивчити можливості застосування лазерів з різними параметрами та режимами випромінювання.

#### 1.4 Оптичні і теплофізичні властивості біотканин

Біологічна тканина є оптично неоднорідним поглинаючим середовищем з вищим середнім показником заломлення, ніж повітря. В результаті частина падаючого випромінювання відбивається на межі розділу між біологічною тканиною і повітрям (відбиття Френеля), в той час як інша частина проникає вглиб біологічної тканини. Багаторазове розсіювання і поглинання відповідають за розширення лазерного променя, що поширюється в біологічній тканині, і його ослаблення, в той час як об'ємне розсіювання є основною причиною значної дифузної складової випромінювання в зворотному напрямку. Поширення світла в біологічній тканині залежить від властивостей розсіювання і поглинання її складових клітин, органел і різних волокнистих структур. Розмір, форма і щільність цих структур, їхній показник заломлення по відношенню до навколишнього матеріалу і поляризація падаючого світла відіграють важливу роль у поширенні світла в біологічній тканині. [12]

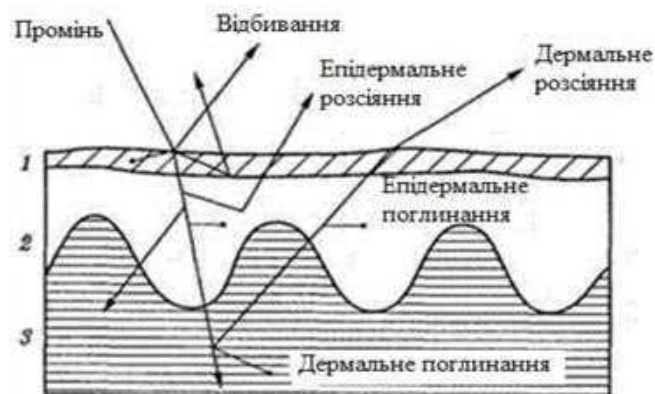
З оптичної точки зору, біологічні тканини (включаючи біологічні рідини, такі як кров і лімфатична рідина) можна розділити на два великі класи

1. сильно розсіюючі, такі як шкіра, мозок, стінки судин і кров, оптичні властивості яких досить добре описуються моделлю багаторазового розсіювання скалярних хвиль у випадковому, неоднорідному середовищі з поглинанням.

2. слабо розсіюючі об'єкти, наприклад, передні очні тканини ока (рогівка, кришталик). Його оптичні властивості описуються моделлю однократного розсіювання в упорядкованому середовищі з щільною упаковкою розсіювачів, включаючи поглинаючі центри. [11]

3. при падінні лазерного променя на поверхню біологічної тканини спостерігається відбиття, поглинання, розсіювання і пропускання. Розглянемо падіння на поверхню шкіри як приклад. Шкіра складається з рогового шару

(товщиною 10-200 мкм), епідермісу (40-150 мкм) і дерми (1000-4000 мкм). Зазвичай невелика частина випромінювання відбивається безпосередньо від поверхні. Випромінювання проникає в роговий шар, частково поглинається (відповідно до закону Ламберта-Бегера [9]), частково розсіюється і (якщо глибина проникнення випромінювання достатня) частково переходить в епідерміс. В епідермісі випромінювання також частково поглинається, частково розсіюється і частково передається в дерму. У дермі випромінювання також частково поглинається і частково розсіюється. Частина розсіяного випромінювання виходить над поверхнею шкіри і утворює дифузне відбите випромінювання, як показано на рисунку 1.3. Залежно від довжини хвилі падаючого випромінювання, до 60% випромінювання відбивається. Розсіювання випромінювання в біологічній тканині відбувається через те, що структура біологічної тканини є неоднорідною і пористою, що визначається показником заломлення, який змінюється від клітини до клітини і від клітини до середовища. В УФ-області поглинання визначається вмістом білка, а в ІЧ-області - вмістом води. Поглинання випромінювання макромолекулами, такими як гемопротеїни, пігменти і нуклеїнові кислоти, також сильно залежить від довжини хвилі випромінювання. Більшість органічних молекул, а також білки інтенсивно поглинають УФ-випромінювання. Насичений киснем гемоглобін інтенсивно поглинає УФ-випромінювання з довжиною хвилі до 600 нм, включаючи зелену і жовту області видимого діапазону світла. Меланін, найважливіший хромофор епідермісу, також поглинає всю область видимого світла. [2]



- 1 – роговий шар;  
 2 – епідерміс;  
 3 – дерма.

Рисунок 1.4.1 – Перерозподіл енергії лазерного випромінювання при проходженні через шкіру.

Розсіювання світла відбувається, коли електромагнітні хвилі видимого діапазону взаємодіють з речовиною. Під час цього процесу спостерігається зміна просторового розподілу, частоти, поляризації та кутового розподілу світлового потоку.

Біологічним структурам найбільш характерні такі види розсіювання

Позначимо розмір частинки на якій відбувається розсіювання -  $a$ , частота випромінювання -  $\nu$ , довжина хвилі -  $\lambda$

- 1) Релеївське:  $a \ll \lambda$ ,  $I \sim \nu^4$
- 2) Тиналівське:  $a \sim \lambda$ ,  $I \sim \nu^4 \dots \nu^1$
- 3) Мі розсіювання:  $a \sim \lambda$
- 4) Рефракційні структури  $a \gg \lambda$

Коефіцієнт розсіювання – площа поперечного перерізу розсіювання на одиницю об'єму середовища :  $\chi = \rho \sigma_s$ , де  $\sigma_s$ -поперечний переріз розсіювання  $\rho$ -числова концентрація розсіювачів.

Середня довжина вільного пробігу розсіювання – середня відстань прольоту фотонами між послідовними актами розсіювання

$$l_s = \frac{1}{\chi_s}$$

Закон Бугера-Ламберта-Бера визначає, що інтенсивність світла, що проходить через розчин біомакромолекул, зменшується внаслідок розсіювання світла. Це зменшення інтенсивності залежить від оптичної густини ( $D$ ), мутності середовища ( $\tau$ ) і довжини оптичного шляху ( $l$ ).

$$D = \frac{I}{I_0} = e^{-\tau l}$$

Індикатриса розсіювання – крива, графічне зображення залежності інтенсивності розсіювання від кута розсіювання.

1) Пружне(Релєєвське) розсіювання.Релєй показав залежність інтенсивності світла  $I_{\Theta}$ , яке розсіюється, від інтенсивності падаючого світла та від кута  $\Theta$ , з якого спостерігають потік світла.

$$R_{\Theta} = \frac{I_{\Theta}}{I_0} = \frac{8\pi^4 \alpha N (1 + \cos^2 \Theta)}{\lambda^4 r^2}$$

2) Ефект Тіндаля виникає, коли світло проходить через середовище з нерівномірною оптичною структурою і поширюється, в результаті чого воно розсіюється і стає видимим. Якщо спостерігати дисперсну систему під специфічним кутом (зазвичай  $90^\circ$ ) до напрямку пропускання узагальненого пучка світла через цю систему, можна помітити яскравий конус на темному фоні, який називається конусом Тіндаля. Цей феномен є типовим для розчинів колоїдних систем, таких як металеві золі, розведені латекси, тютюновий дим, де частинки і оточуюче середовище мають різні показники заломлення. Ефект Тіндаля лежить в основі багатьох оптичних методів для вимірювання розмірів, форми і концентрації колоїдних частинок і макромолекул. Крім того, це явище застосовується в біомікроскопії для дослідження ока.

3) Розсіювання Мі - це феномен, при якому світло розсіюється на оптичних неоднорідностях, розміри яких порівняні з довжиною хвилі видимого світла (приблизно 0,5 мкм). Можна розглядати це явище як дифракцію плоскої хвилі на однорідних сферах, які розташовані у випадковому порядку в однорідному середовищі та знаходяться на достатньо великих відстанях одна від одної, порівняно з довжиною хвилі. Основні особливості цього явища:

- Розсіювання вперед - більше;
- Із зростанням розміру часток виникає порізаність індикатриси

Поглинання - це процес зменшення інтенсивності оптичного випромінювання

при проходженні через яке-небудь середовище за рахунок взаємодії з молекулами речовини, в результаті якого світлова енергія переходить в інші види енергії або в оптичне випромінювання іншого спектрального складу.

-Перехід молекули або атома з нижчого на більш високий енергетичний рівень називається збудженням і супроводжується поглинанням кількості енергії фотона, рівного різниці енергій між двома рівнями:

$$h\nu = \Delta E$$

-Перехід з більш високого рівня на більш низький супроводжується звільненням енергії, рівної різниці енергій між двома рівнями, є

безвипромінювальний (нагрівання) та / або випромінювальний (люмінесценція).

З квантової точки зору фотони поглинаються атомами і молекулами за спеціальними переходами, і енергія фотонів використовується для збільшення їх внутрішніх енергетичних станів

- Области спектра, де це явище виникає, називаються смугами поглинання

Три основних типи процесів поглинання:

- Електронний (атоми, молекули)
- Коливальний (молекули)
- Обертальний (молекули)

Поглинання обумовлене :

1. Електронні переходи(УФ)
2. Дисоціація(УФ)
3. Переходи між коливальними і обертальними рухами(ІЧ)
4. Рухи макромолекул(радіо)
5. Електропровідність(радіо)
6. Обертання диполів(радіо)

Поглинання починається при  $\lambda$  менше 1 см. При  $\lambda > 1$  см поглинання дуже слабке.

Закон Бургера-Ламберта-Бера

$$I = I_0 \exp[-\mu x],$$

де  $\mu$ -коефіцієнт екстинції (затухання)  $\mu = \kappa(\text{поглинання}) + \chi(\text{розсіювання})$

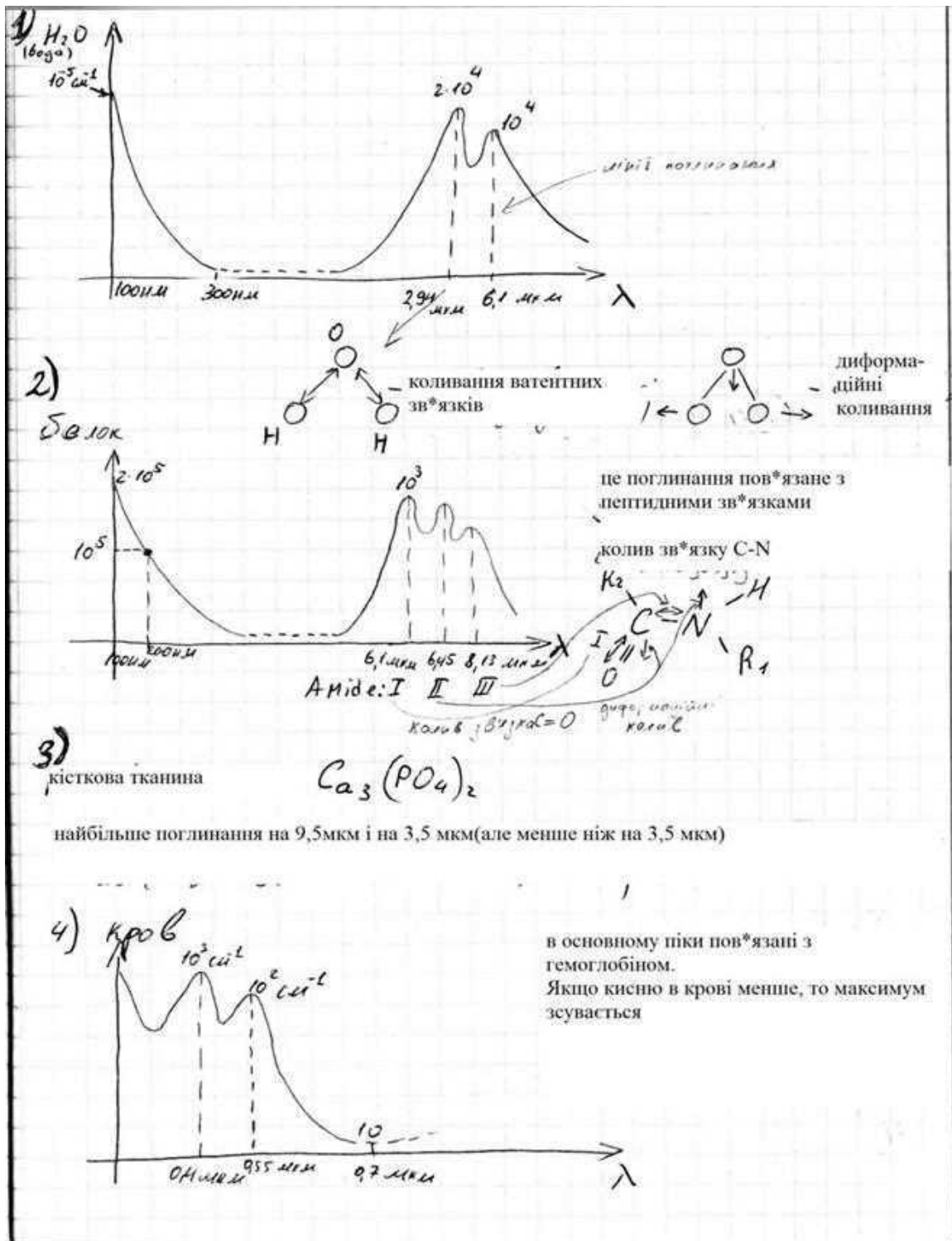


Рисунок 1.4.2 – Графіки піків поглинання випромінювання води і біотканин.

Для ефективного використання лазерів в медицині та розширення їхнього застосування, важливим є вивчення спектральних характеристик поглинання тканин. Ці характеристики дозволяють передбачити ефективність використання

різних типів лазерів і вибрати найоптимальніший. Наприклад, лазери Ar, лазери на барвниках, Nd:YAG і Nd:YAG з подвоєнням частоти впливають переважно на гемоглобін, меланін та інші органічні речовини, що сприяє досягненню коагуляційного ефекту. Лазери CO<sub>2</sub> і Er:YAG (з довжиною хвилі  $\lambda = 2,9$  мкм), завдяки високому поглинанню їхнього випромінювання водою, є більш підходящими для розсічення тканин.

Під час впливу лазерного випромінювання на поверхню оброблюваного матеріалу відбувається поглинання світла, що відповідає експоненційному закону Бугера-Ламберта.

$$I(x) = I_0 \exp(-ax),$$

Для глибини  $x$  випромінювання лазера має інтенсивність  $I(x)$ , а вихідна інтенсивність лазерного випромінювання без урахування відбиття позначається як  $I_0$ . При цьому в матеріалі виникає тепло, яке розповсюджується через теплопровідність. [1]

У медицині, термічний вплив лазерного випромінювання зазвичай означає коагуляцію або випаровування біологічної тканини (підвищення температури спричиняє пошкодження на клітинному рівні). Оптичні та теплові властивості тканини відіграють важливу роль у досягненні необхідної температури. Залежно від коефіцієнта поглинання тканини (інтенсивність лазера зменшується експоненційно з глибиною), потужності та тривалості опромінення, певна кількість енергії поглинається тканиною на одиницю об'єму. Рівняння теплопровідності:

$$\frac{dT}{dt} = \frac{1}{C_v \rho} \{(\eta_H \mu_a \Phi_d) - R_L\}$$

У відміну від звичайних матеріалів, результати радіаційного опромінення біологічних тканин характеризуються не лише залежністю від часу опромінення, але

й від тривалості перебування тканини в нагрітому стані. Цей період визначається як час впливу випромінювання на тканину, так і процесом розподілу тепла під час охолодження після опромінення. На рисунку 1.4.3 показано, як температура та тривалість впливу впливають на незворотні зміни в тканині.

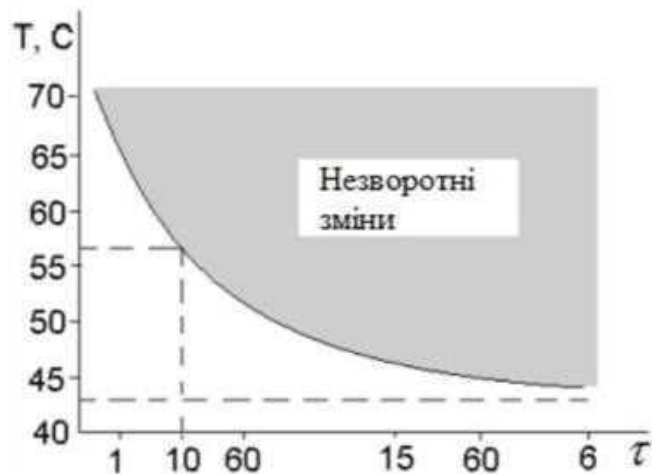


Рисунок 1.4.3– Вплив температури і часу впливу на незворотні зміни тканини

Для правильного розрахунку результатів лазерного нагріву тканини важливо ураховувати зміни в оптичних, механічних та термічних властивостях тканини, що відбуваються під час його дії. Зокрема, під час процесу обвуглювання спостерігається різке збільшення показника поглинання тканини. Це призводить до істотного підвищення температури в області, що знаходиться недалеко від поверхні, і викликає нелінійність у процесі нагріву [13].

## 1.5 Нелінійні процеси

Існують нелінійні процеси, які виникають при короткочасних лазерних імпульсах і відрізняються від фотохімічних та термічних впливів лазерного випромінювання на матеріал. У цій роботі буде детально розглянуто двофотонне поглинання.

### Фотоабляція

При опрацюванні ультрафіолетового (УФ) випромінювання короткими імпульсами відбувається фотоабляція або фотодекомпозиція матеріалу. Давайте

розглянемо типовий зв'язок між інтенсивністю абляції (товщиною віддаленого шару) та щільністю енергії випромінювання.

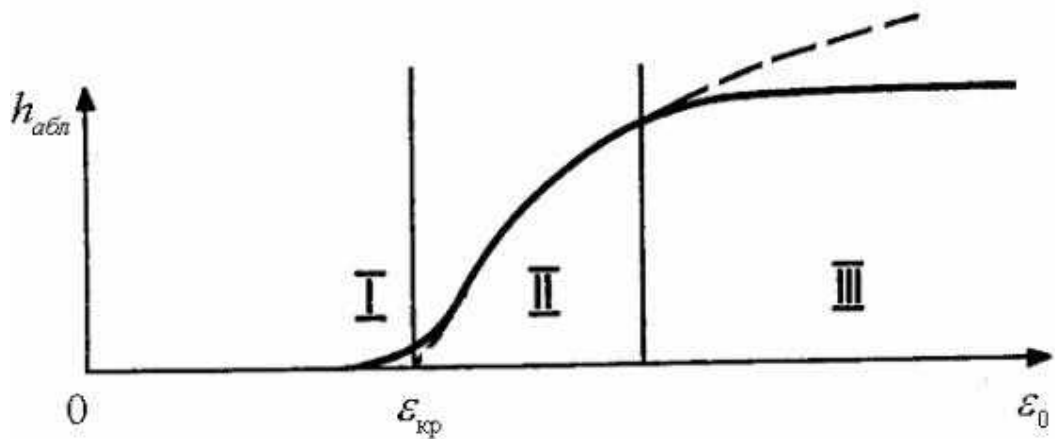


Рис.1.5.1 – Залежність інтенсивності абляції від щільності енергії випр.

При низькій енергії лазерного випромінювання (зона I), вплив на тканину викликає лише незначне підігрівання. Ця зона межує з перехідною зоною, де щільність енергії вища. В цій зоні лазерне опромінювання призводить до видалення тканини, схоже на абляцію, яка відбувається при застосуванні безперервного лазерного випромінювання. Коли густина енергії випромінювання  $\epsilon_{кр}$  досягає певного критичного значення (порогу), глибина абляції значно збільшується і об'єм опроміненої тканини негайно випаровується. Цей енергетичний діапазон називається зоною абляції (зона II). У наступному енергетичному інтервалі відбувається насичення. Це означає, що товщина шару, який видаляється, не збільшується зі збільшенням щільності енергії. Це означає, що не вся енергія лазера використовується для абляції. Насичення викликається появою плазми на поверхні оброблюваного матеріалу. Плазма поглинає частину випромінювання, тобто екранує поверхню від випромінювання.

При впливі лазерного випромінювання на біотканини відбуваються різноманітні нелінійні процеси, які можуть впливати на поглинання, розсіювання та передачу енергії. Ось декілька прикладів таких процесів:

1. Насичення поглинання: При певних інтенсивностях лазерного випромінювання в біотканинах може виникати насичення поглинання. Це означає, що збільшення інтенсивності випромінювання не призводить до пропорційного збільшення

поглиненої енергії. В результаті цього нелінійного ефекту поглинання може стабілізуватись або зменшуватись при зростанні інтенсивності випромінювання.

2. Двофотонне поглинання: При дуже високих інтенсивностях лазерного випромінювання в біотканинах може відбуватись двофотонне поглинання. Це означає, що фотони взаємодіють з тканинами, які поглинають їх енергію не одиночними фотоелектричними подіями, а парою фотонів. Цей процес може мати вплив на ефективність поглинання енергії та може бути використаний для точного спрямування енергії в глибокі шари біотканин.

3. Оптична насиченість: При деяких довжинах хвиль лазерного випромінювання і високих інтенсивностях може виникати оптична насиченість. Це означає, що випромінювання впливає на розподіл показника заломлення в тканинах, що призводить до зміни оптичних властивостей. Цей ефект може бути використаний для модуляції фокусування та контролю просторового розподілу енергії лазерного променя.

Ці нелінійні процеси відображають складну взаємодію лазерного випромінювання з біотканинами і можуть впливати на ефективність та розподіл поглиненої енергії. Розуміння цих процесів допомагає в розробці ефективних методів лазерної терапії, діагностики та інших застосувань в медицині.

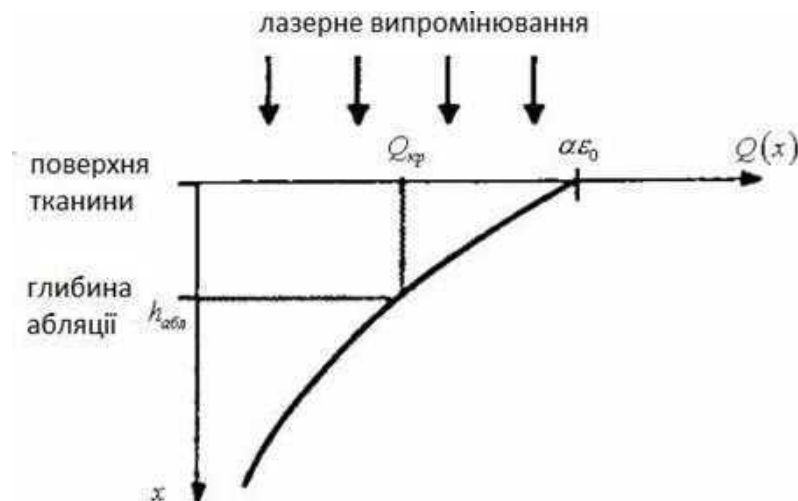


Рис.1.5.2 – Щільність енергії від глибини

Можна визначити товщину віддаленого шару шляхом розв'язання нерівності, що

впливає з умови абляції, коли об'ємна щільність енергії випромінювання, поглинута в тканині, перевищує критичне значення  $Q > Q_{кр}$ . Ця нерівність може бути представлена таким чином:

$$\varepsilon_0 \alpha \exp(-\alpha x) > Q_{кр}$$

Використовуючи цю нерівність, можемо обчислити товщину віддаленого шару:

$$h_{абл} = 1/\alpha \ln \varepsilon_0 \alpha / Q_{кр}$$

На графіку нижче показана залежність для значень  $h_{абл} \geq 0$ :

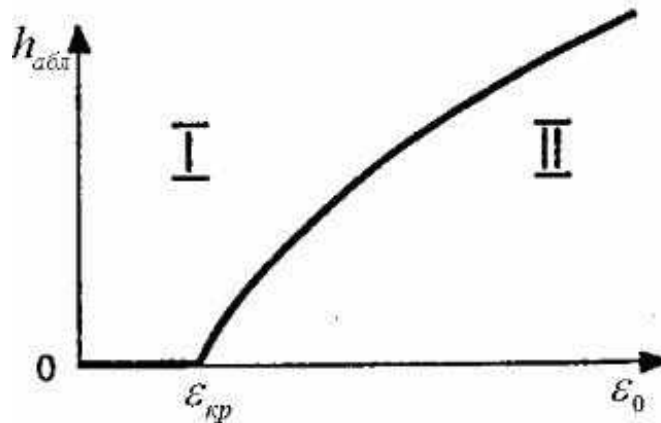


Рис.1.5.3 – Глибина абляції від енергії

Отже, формула для обчислення значення порогової щільності енергії випромінювання може бути записана наступним чином:

Значення порогової щільності енергії випромінювання ( $\varepsilon_{0кр}$ ) можна визначити за допомогою формули:

$$\varepsilon_{0кр} = Q_{кр}/\alpha = Q_{кр} l_{опт}(\lambda),$$

Процес фотоабляції вважається дуже ефективним для застосування в лазерній медицині, оскільки він дозволяє точно видаляти матеріал без суттєвого термічного впливу на навколишні тканини.

Фотоабляція широко застосовується в мікрохірургічних операціях, де вимагається висока точність, наприклад, при операціях на судинах [13]. Щодо двофотонного поглинання, це процес, в якому два фотони однакової або різної частоти одночасно поглинаються для збудження молекули з одного стану до стану з вищою енергією, часто збуджений електронний стан. Цей процес є нелінійним оптичним процесом третього порядку, і він виявляється значно слабшим за лінійне поглинання при низьких інтенсивностях світла. Важливо зазначити, що швидкість переходу атома через двофотонне поглинання залежить від квадрата інтенсивності світла, що робить його нелінійним оптичним процесом. Таке нелінійне поведінка домінує над лінійним поглинанням при високих інтенсивностях світла [3].

## 1.6 Неодимовий лазер

Неодимові лазери, які є надзвичайно популярними серед твердотілих лазерів, використовують кристал алюмо-іттрієвого гранату  $Y_3Al_5O_{12}$  (YAG) з доданими іонами неодима в якості активного середовища. Генерація світла відбувається при довжині хвилі 1064 нм, але завдяки високій потужності можна отримати коротші імпульси і генерувати світло при інших довжинах хвиль, наприклад, 532 нм, 355 нм і т.д. Ці лазери можуть працювати як в режимі постійної потужності, так і в режимі імпульсів.

Під час роботи, при спалаху накачувальної лампи, атоми активного матеріалу переходять у збуджений стан і випромінюють фотони. Якщо збуджений атом зустрічає фотон, він викликає випромінювання іншого фотона, який має такі самі характеристики, як когерентність, довжина хвилі, поляризація та фаза.

Лазери на основі Nd:YAG широко використовуються в різних галузях, включаючи вимірювання відстаней (наприклад, військові лазерні дальноміри), наукові дослідження (лазери з модульованою добротністю), обробку матеріалів (різання, зварювання і т.д.) та медицину (фотокоагуляцію).

### Практична частина

Для досліджень використовувалась програма Wolfram Mathematica, яка є системою комп'ютерної алгебри, розробленою компанією Wolfram Research. Ця програма надає широкий спектр функцій для аналітичних перетворень та чисельних обчислень. Крім того, вона підтримує роботу з графікою і звуком, включаючи можливість побудови дво- та тривимірних графіків функцій, малювання різних геометричних фігур, а також імпорт і експорт зображень і звуку.

#### 2.1 Математичні викладки

Види пошкодження тканин	механізм взаємодій	Основні параметру лазерного випромінення
Некроз	Фотохімічний, тепловий	густина енергії $>10$ Дж/см <sup>2</sup>
Коагуляція	Фототермічний	густина потужності $>10^2-10^3$ Вт/см <sup>2</sup>
Випаровування	Фототермічний	густина потужності $>10^4-10^5$ Вт/см <sup>2</sup>
Фотоабляція	Нетермічний	високоенергетичні короткі імпульси $>10$ Дж/см <sup>2</sup>
Фоторозрив	Нетермічний	дуже висока імпульсна густина енергії $>10$ Дж/см <sup>2</sup>

Таблиця 1

Далі наведемо дані, які нам будуть в подальшому використовуватися і які не будуть змінюватися при подальших розрахунках.

Довжина хвилі лазера – 1064 нм, 532нм і 355 нм.

Коефіцієнт поглинання (для води)  $0,61 \text{ мкм}^{-1}$

Коефіцієнт поглинання (для тканини печінки) -  $5,9 \text{ см}^{-1}$

Коефіцієнт двофотонного поглинання (для води на довжині хвилі 300 нм)  
 $4,5 \cdot 10^{-13}$  м/Вт.

Коефіцієнт розсіювання (для тканини печінки)  $60,9 \text{ см}^{-1}$

Ширина спектра пов'язана з тривалістю імпульсу співвідношенням

$$\Delta t \times \Delta \lambda \frac{c}{\lambda^2} \geq \frac{1}{2}.$$

Константи для використання:

$$h = 6,626176 \cdot 10^{-34};$$

$$c = 2,99792458 \cdot 10^8;$$

Далі ми представимо математичне вираження дози радіації:

$\text{doza} \left[ \frac{J}{M^3} \right]$  – позначає диференційну дозу по  $z$ , яка може бути виражена наступним чином:

$$\text{doza} = \left\{ \frac{i\lambda z\{z\} - i\lambda z\{z+dz\}}{dz \left[ \frac{W}{M^2 \times M \times M} \right]} \right\} \times \Delta \lambda [M] \times \tau [s] = - \frac{d(i\lambda z)}{dz} \times \Delta \lambda \times \tau \quad (1),$$

$\text{sdoza}$  – позначає сумарну дозу від  $z = 0$  до  $z$  та по площі  $\pi \times r^2$ :

$$\text{sdoza} = (i\lambda - i\lambda z) \left[ \frac{W}{M^2 \times M} \right] \times \Delta \lambda \times \tau \times \pi \times r^2 \quad (2),$$

де  $\text{sdoza}$  вимірюється в [J].

Перейдемо до розгляду двофотонного поглинання. Коефіцієнт, згаданий в літературі, можна позначити як  $k\lambda^2$ , з розмірністю м/Вт для монохроматичного випромінювання з інтенсивністю  $[i] = \left[ \frac{Вт}{M^2} \right]$ . Рівняння (3) можна переписати наступним чином:

$$\partial_z(i\lambda z[z]) = - \left( k\lambda^2 \times \frac{1}{1 + k\lambda \times i\lambda z[z]} + k_s \right) \times i\lambda z[z] - k\lambda^2 \times i\lambda z[z]^2 \quad (3),$$

записаного відносно  $i\lambda z \left[ \frac{Вт}{M^2 \times M} \right]$ , він повинен мати розмірність

$$\left[ \frac{1}{\frac{Bm}{m^2} \times m} = \frac{m^2}{Bm} \right],$$

$z$  – глибина проникнення.

Тож, в даних рівняннях його краще позначити як  $kp\lambda^2$ :

$$(i\lambda z[z]) = -(kp\lambda \times \frac{1}{1+kn\lambda \times i\lambda z[z]} + ks) \times i\lambda z[z] - kp\lambda^2 \times i\lambda z[z]^2 \quad (4).$$

Тепер також треба перерахувати величини  $kp\lambda^2 \left[ \frac{1}{\frac{Bm}{m^2} \times m} = \frac{m}{Bm} \right]$  і  $kp\lambda^2 \left[ \frac{1}{\frac{Bm}{m^2} \times m} = \frac{m^2}{Bm} \right]$ , де  $kp\lambda^2$  залежить від  $\Delta\lambda[m]$ .

За логікою  $kp\lambda^2 = kp\lambda \times \Delta\lambda$ , в чому можна переконатися, домноживши рівняння (4) на  $\Delta\lambda^2$ , що дасть перехід до інтенсивностей:

$$\Delta\lambda \partial_z (iz[z]) = -\Delta\lambda (kp\lambda \times \frac{1}{1+kn\lambda \times i\lambda z[z]} + ks) \times iz[z] - kp\lambda^2 \times iz[z]^2 \quad (5),$$

Поділимо обидві частини на  $\Delta\lambda$ :

$$\partial_z (iz[z]) = -(kp\lambda \times \frac{1}{1+kn\lambda \times i\lambda z[z]} + ks) \times iz[z] - \frac{kp\lambda^2}{\Delta\lambda} \times iz[z]^2 \quad (6).$$

Ми маємо різні випадки для розв'язку рівнянь:

$$\partial_z (i\lambda z[z]) = -(kp\lambda + ks) \times i\lambda z[z] \quad (7)$$

$$\partial_z (i\lambda z[z]) = -(kp\lambda \times \frac{1}{1+kn\lambda \times i\lambda z[z]} + ks) \times i\lambda z[z] - kp\lambda^2 \times i\lambda z[z]^2 \quad (8)$$

## 2.2 Код Wolfram Mathematica

```

p = 103; r = 1 × 10-3; λ = 355 × 10-9; Δλ = 1 × 10-9; τ = 10-9;
i =  $\frac{p}{\pi \times r^2}$ ; iλ =  $\frac{i}{\Delta\lambda}$ ;
kp1 = 100; ks = 100;
kp2 = 4.5 × 10-11; kpλ2 = kp2 × Δλ;
q1 = 1; q2 = 1; h = 6.626176 × 10-34; c = 2.99792458 × 108;
knλ =  $\left(1 + \frac{q2}{q1}\right) \times \frac{\lambda^5}{8 \times \pi \times h \times c^2}$ ;
Print["iλ=", iλ = N[i / Δλ], "[W / (M2 × M)]"];

solvl = NDSolve[{∂z (iλz[z]) == -(kp1 + ks) × iλz[z], iλz[0] == iλ}, iλz, {z, 0, 0.03}];

solvn = NDSolve[{∂z (iλz[z]) == - $\left(kp1 \times \frac{1}{1 + kn\lambda \times i\lambda z[z]} + ks\right) \times i\lambda z[z] - kp\lambda 2 \times i\lambda z[z]^2$ , iλz[0] == iλ}, iλz, {z, 0, 0.03}];

```

Рис.2.1. Скріншот з Wolfram Mathematica

```

iλz1 = iλz[z] /. solvl;
iλzn = iλz[z] /. solvn;
ddozal = - (∂z (iλz[z]) /. solvl) × Δλ × τ;
ddozan = - (∂z (iλz[z]) /. solvn) × Δλ × τ;

```

Рис.2.2. Скріншот з Wolfram Mathematica

## 2.3 Результати моделювання (графіки)

Дослідження включало порівняння доз поглинання випромінювання при лінійному і нелінійному поглинанні. Для спрощення порівняння, використовувалися наступні дані:

- Тривалість імпульсів варіювалася від 1 фс до 1 с.
- Радіус променя складав 1 мм.
- Миттєва потужність коливалася від 1 Вт до 1 кВт.

1) На графіках представлені залежності з отриманих результатів, використовуючи Nd:YAG лазер ( $\lambda=355$  нм). Диференційна доза лінійного поглинання позначена жовтим кольором (1), а диференційна доза нелінійного

однофотонного і двофотонного поглинання - зеленим кольором (2).

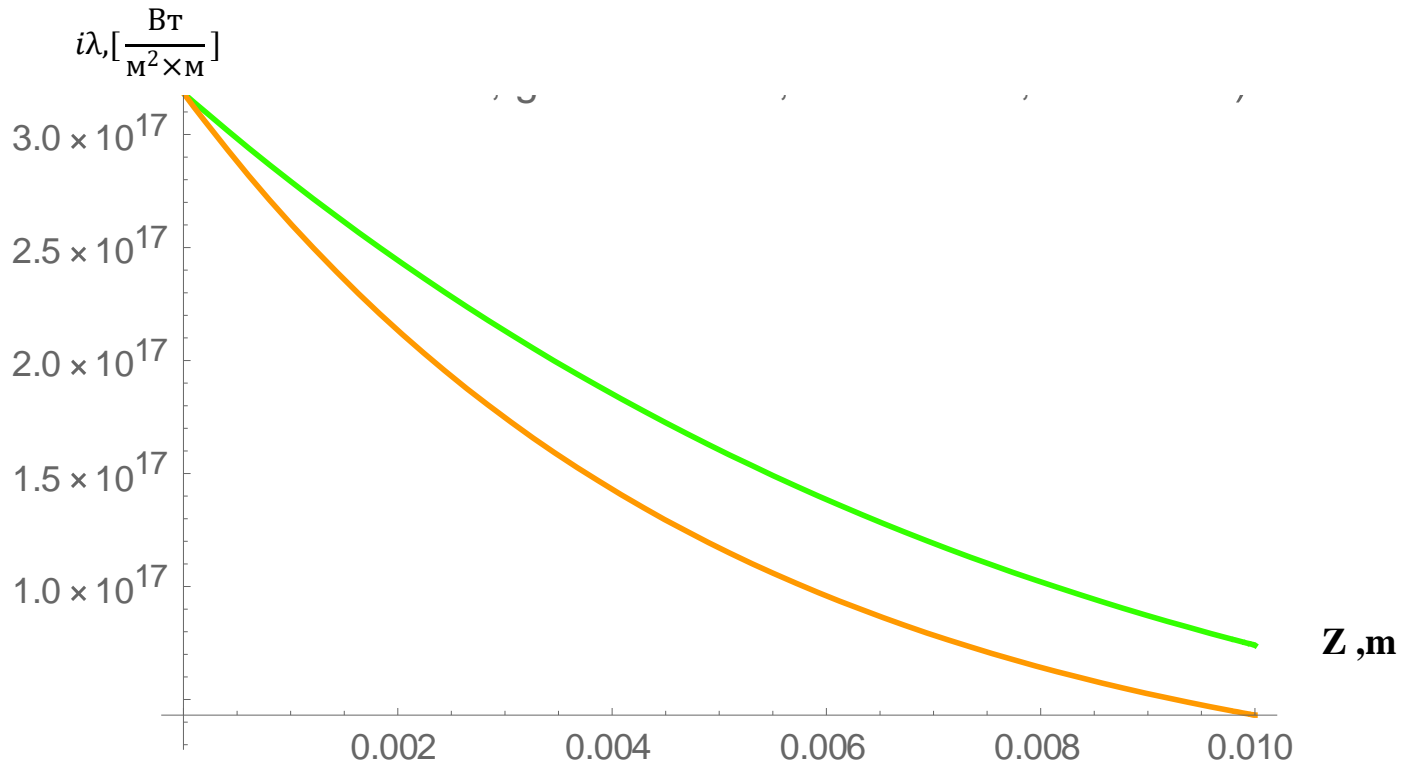


Рис.2.3. Графік вхідної густини інтенсивності

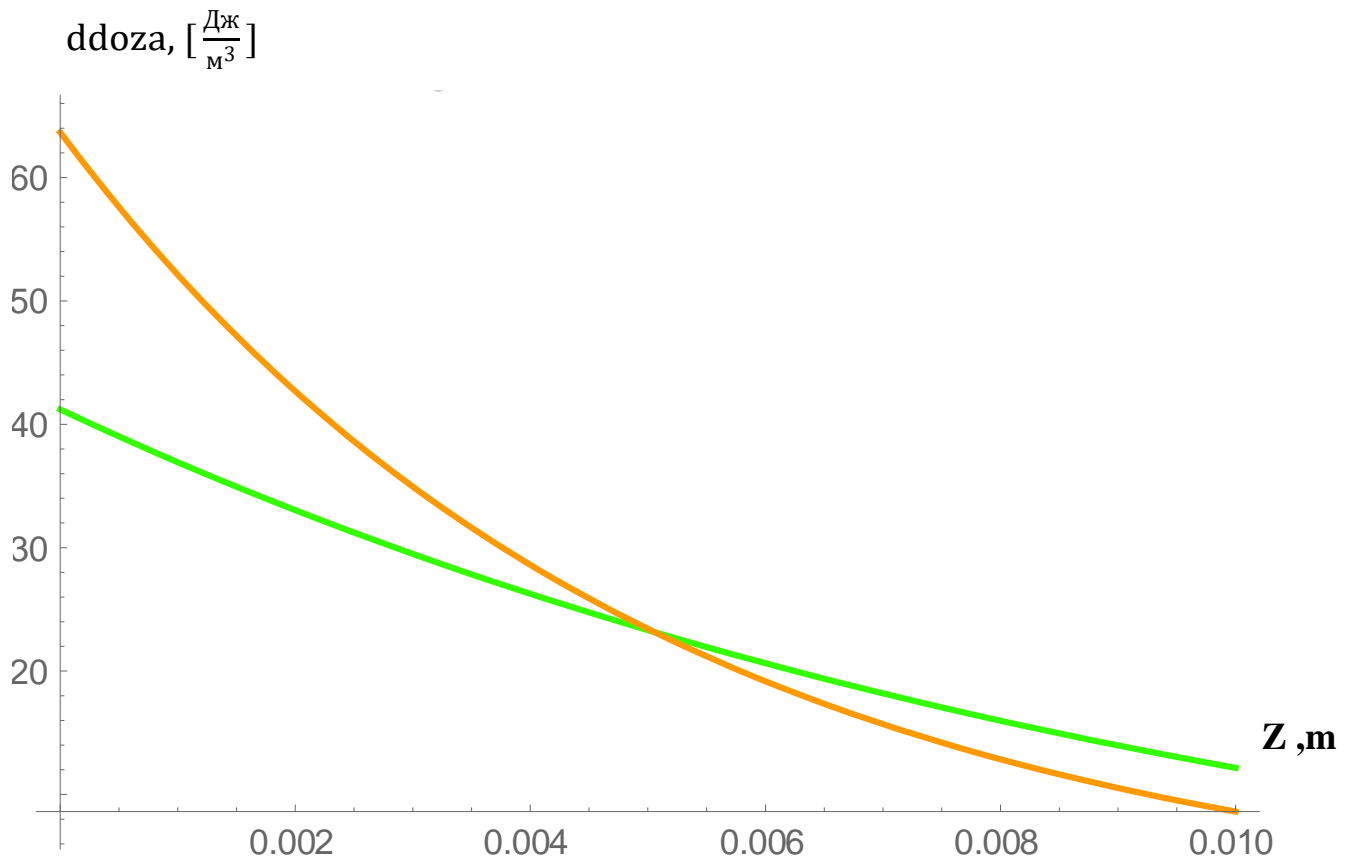


Рис.2.4. Графік диференційної дози випромінювання

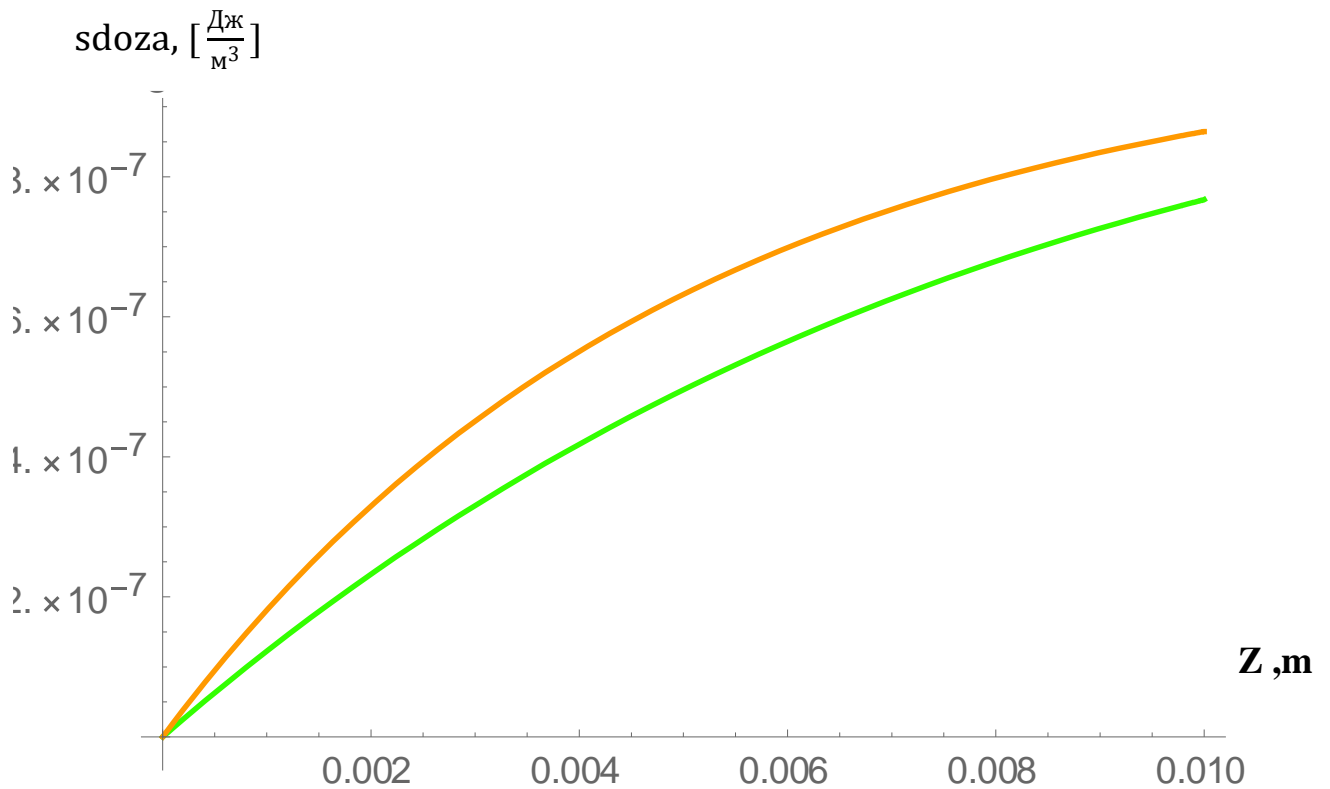


Рис.2.5. Графік сумарної дози випромінювання

2) На графіках представлені залежності з отриманих результатів, використовуючи Nd:YAG лазер ( $\lambda=532$  нм). Диференційна доза лінійного поглинання позначена жовтим кольором (1), а диференційна доза нелінійного однофотонного і двофотонного поглинання - зеленим кольором (2).

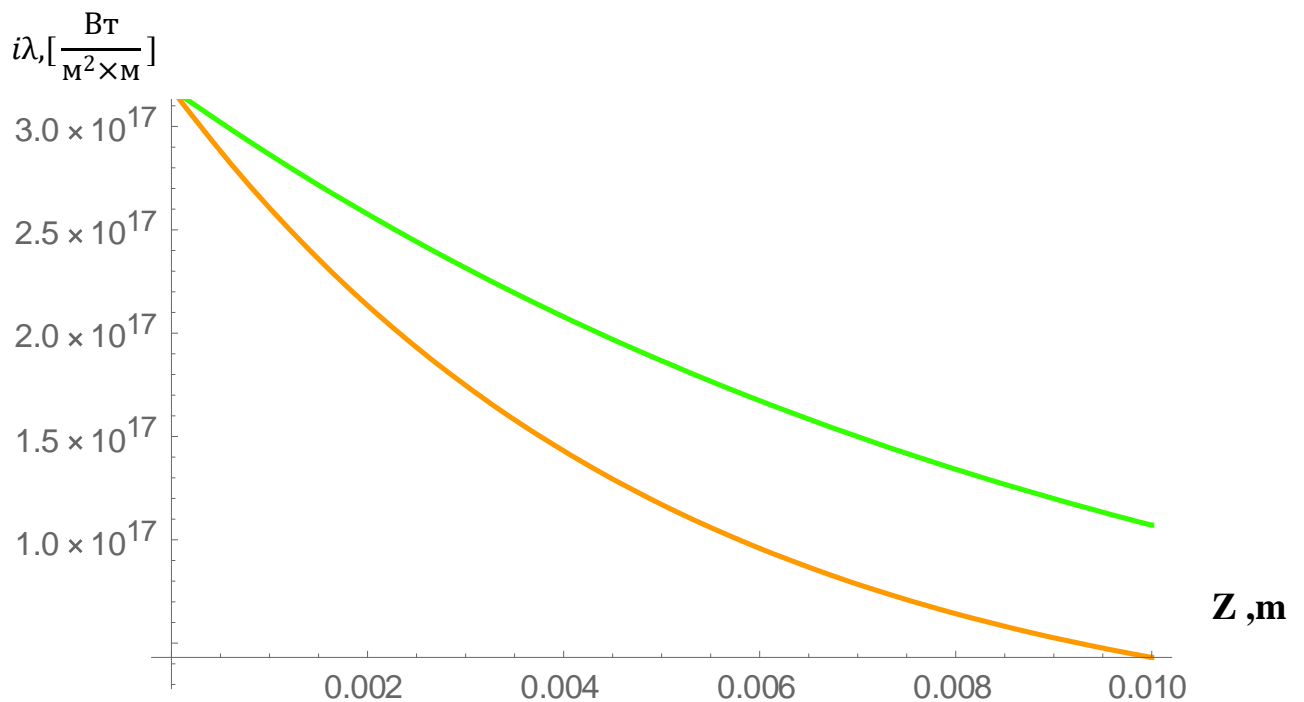


Рис.2.6. Графік вхідної густини інтенсивності

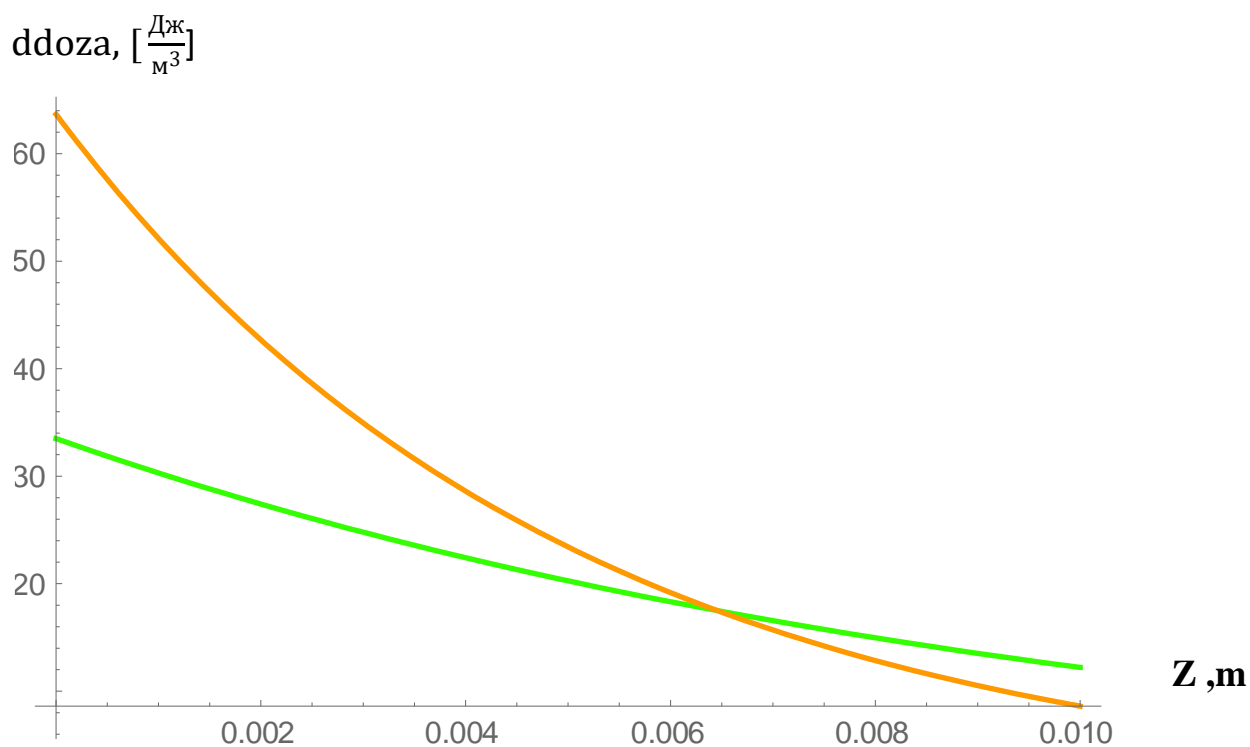


Рис.2.7. Графік диференційної дози випромінювання

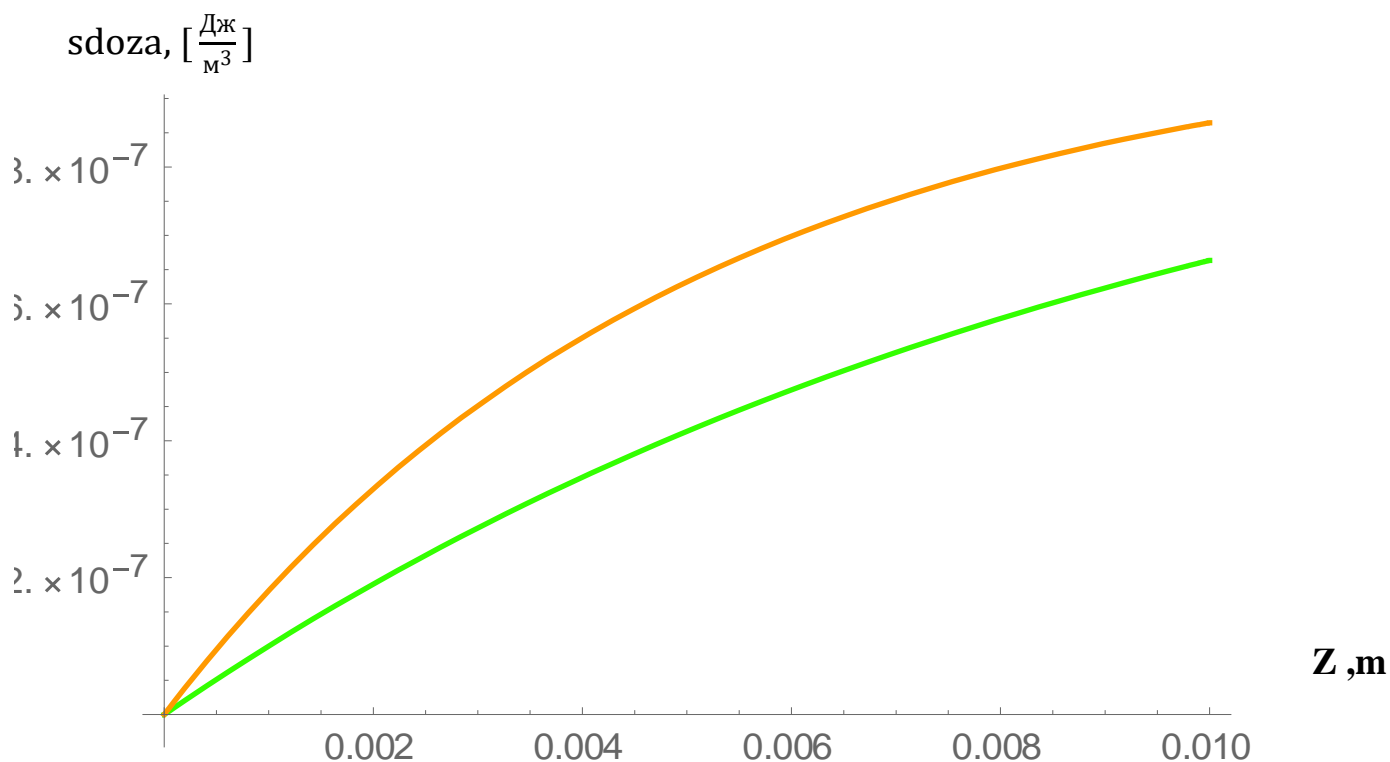


Рис.2.8. Графік сумарної дози випромінювання

3) На графіках представлені залежності з отриманих результатів, використовуючи Nd:YAG лазер ( $\lambda=1064$  нм). Диференційна доза лінійного поглинання позначена жовтим кольором (1), а диференційна доза нелінійного

однофотонного і двофотонного поглинання - зеленим кольором (2).

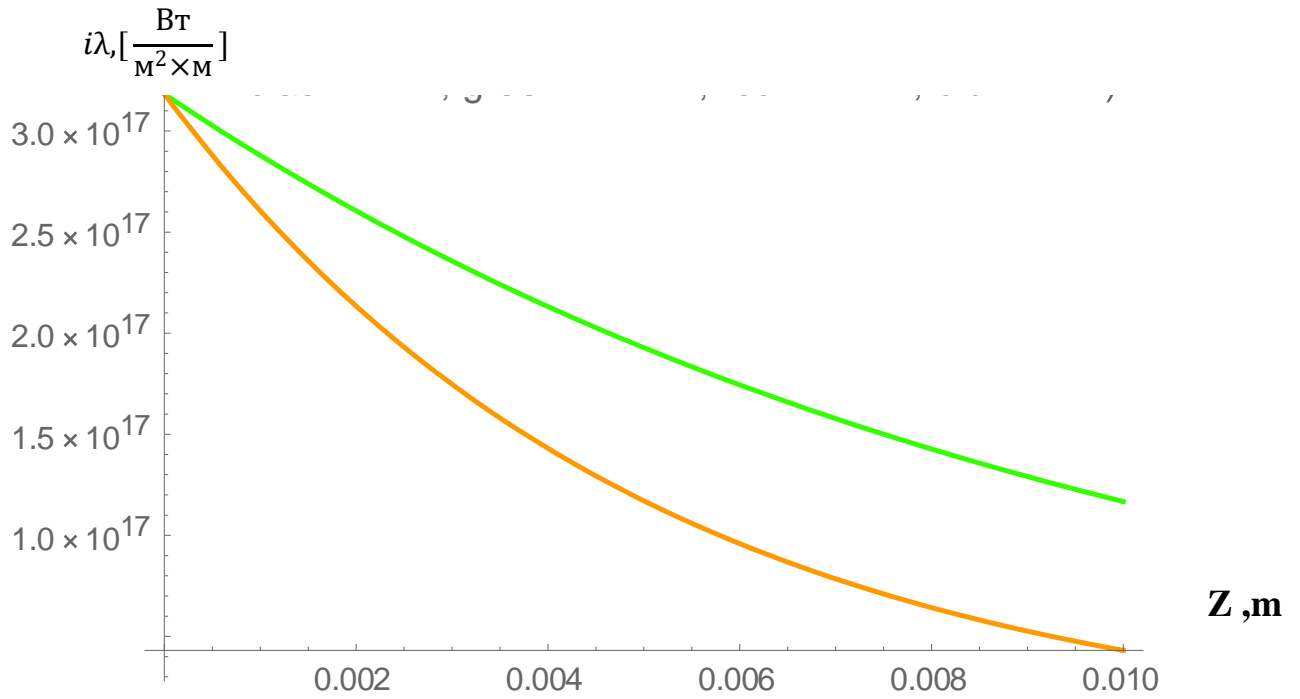


Рис.2.9. Графік вхідної густини інтенсивності

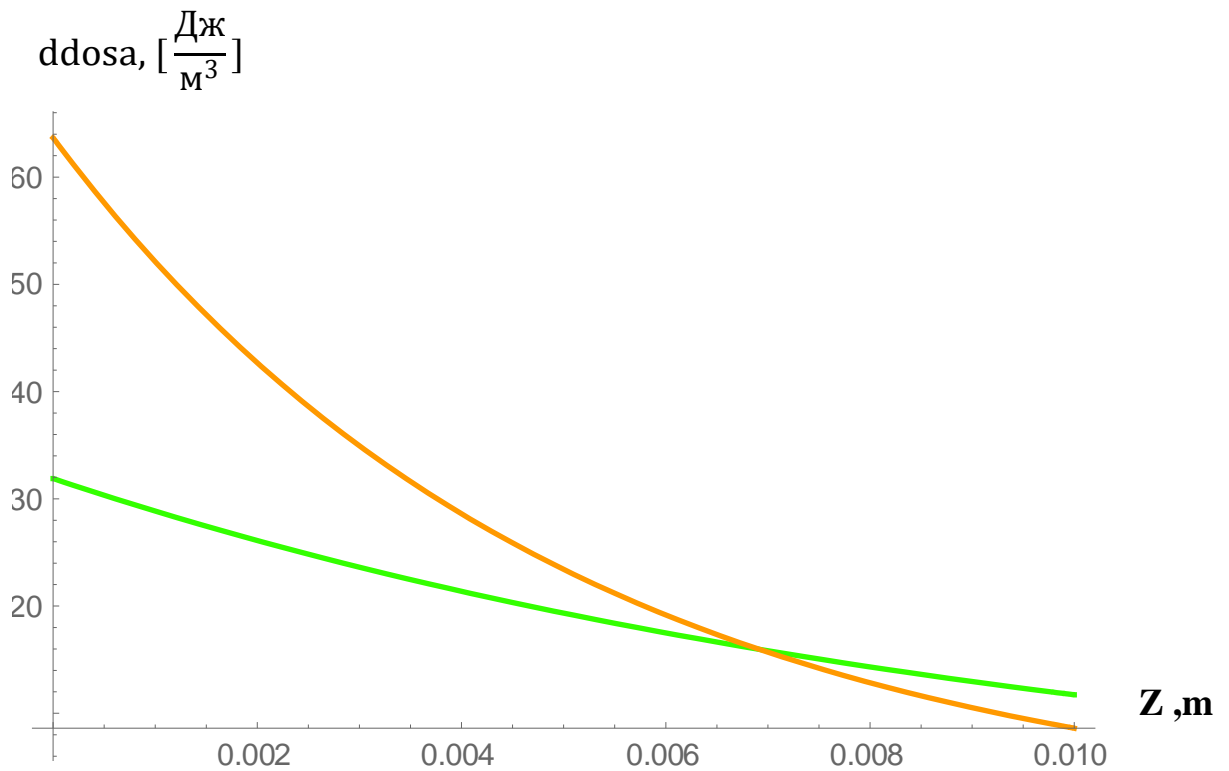


Рис.2.10. Графік диференційної дози випромінювання

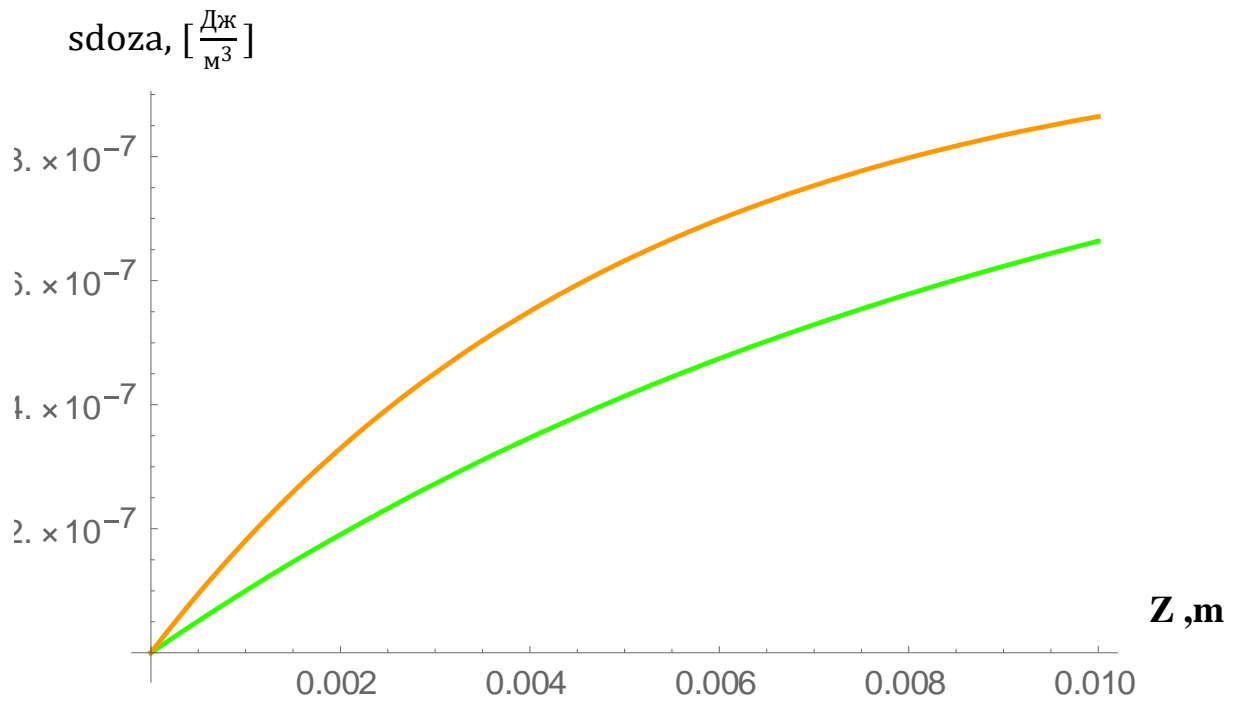


Рис.2.11. Графік сумарної дози випромінювання

Наступною кроком є зміна параметра потужності для проведення подальшого аналізу.

- рівень миттєвої потужності варіювався від 1 Вт до 10 МВт.

Нижче наведені графіки, що відображають залежності:

1) На графіках представлені залежності з отриманих результатів, використовуючи Nd:YAG лазер ( $\lambda=355$  нм). Диференційна доза лінійного поглинання позначена жовтим кольором (1), а диференційна доза нелінійного однофотонного і двофотонного поглинання - зеленим кольором (2).

$$i\lambda, \left[ \frac{\text{Вт}}{\text{м}^2 \times \text{м}} \right]$$

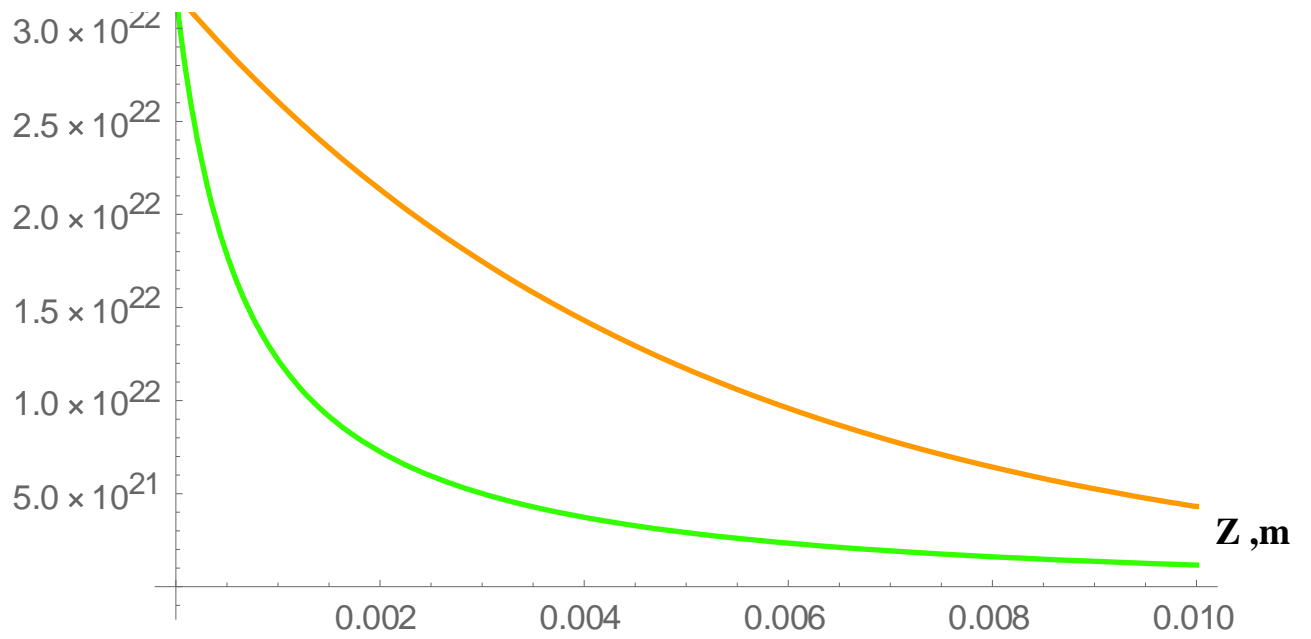


Рис.2.12. Графік вхідної густини інтенсивності

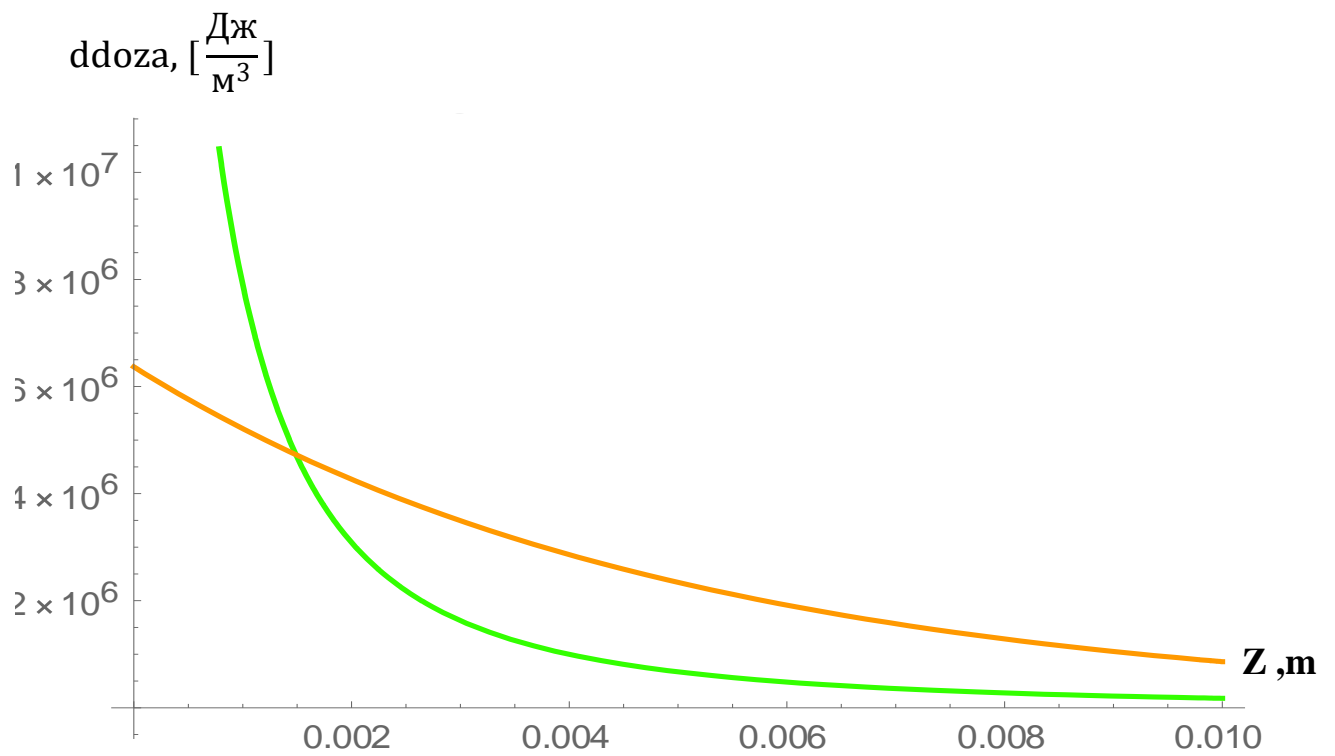


Рис.2.13. Графік диференційної дози випромінювання

$$sdoza, \left[ \frac{\text{Дж}}{\text{м}^3} \right]$$

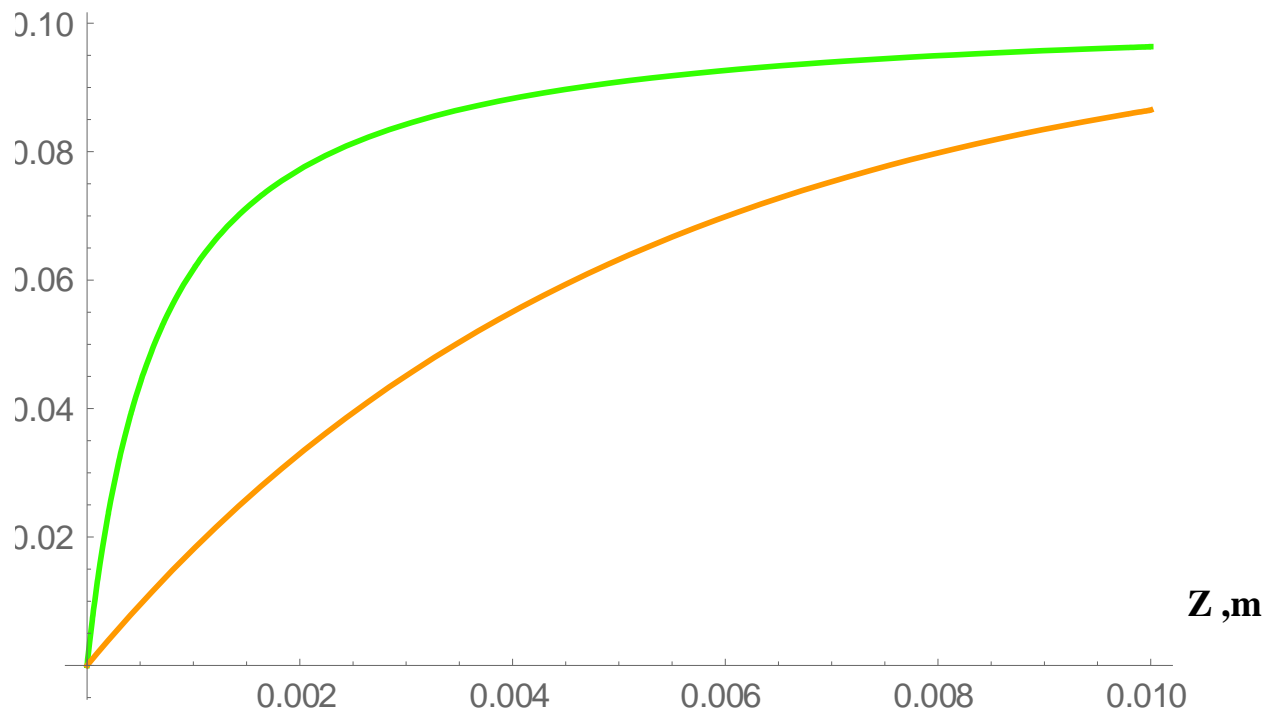


Рис.2.14. Графік сумарної дози випромінювання

2) На графіках представлені залежності з отриманих результатів, використовуючи Nd:YAG лазер ( $\lambda=532$  нм). Диференційна доза лінійного поглинання позначена жовтим кольором (1), а диференційна доза нелінійного однофотонного і двофотонного поглинання - зеленим кольором (2).

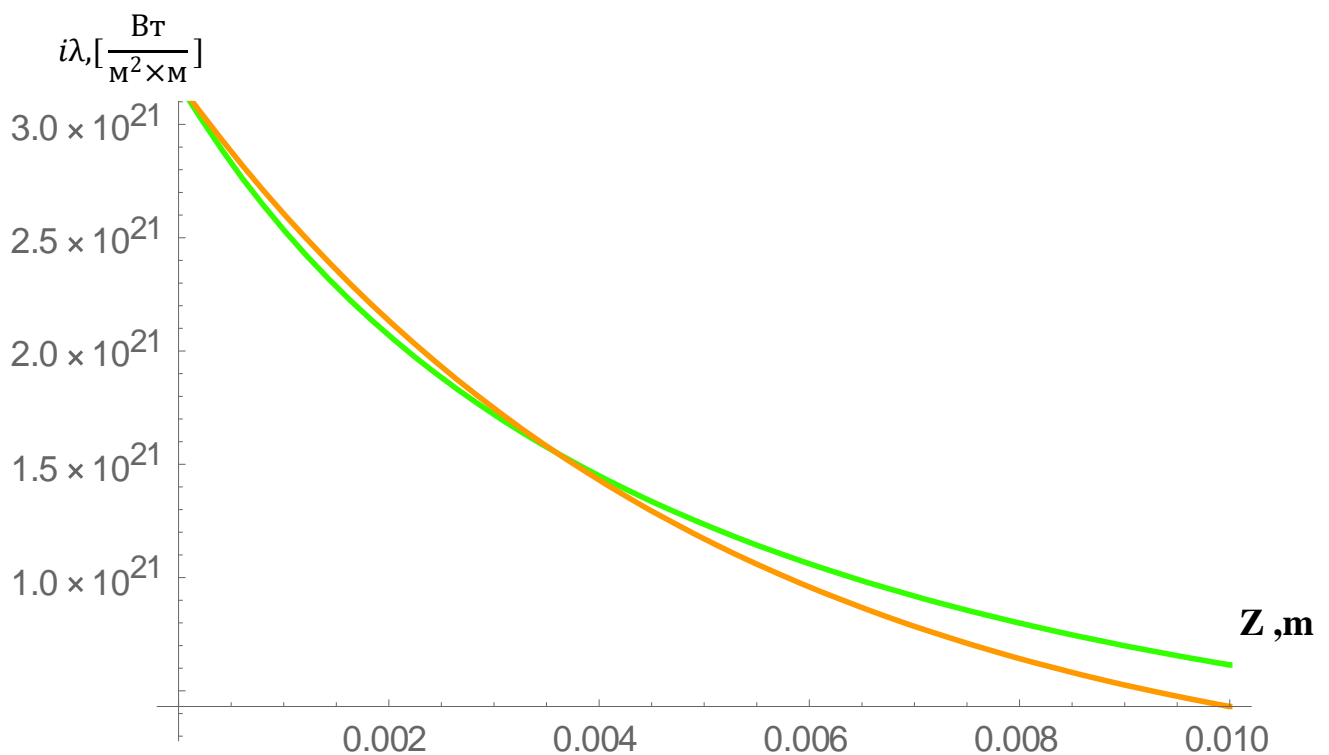


Рис.2.15. Графік вхідної густини інтенсивності

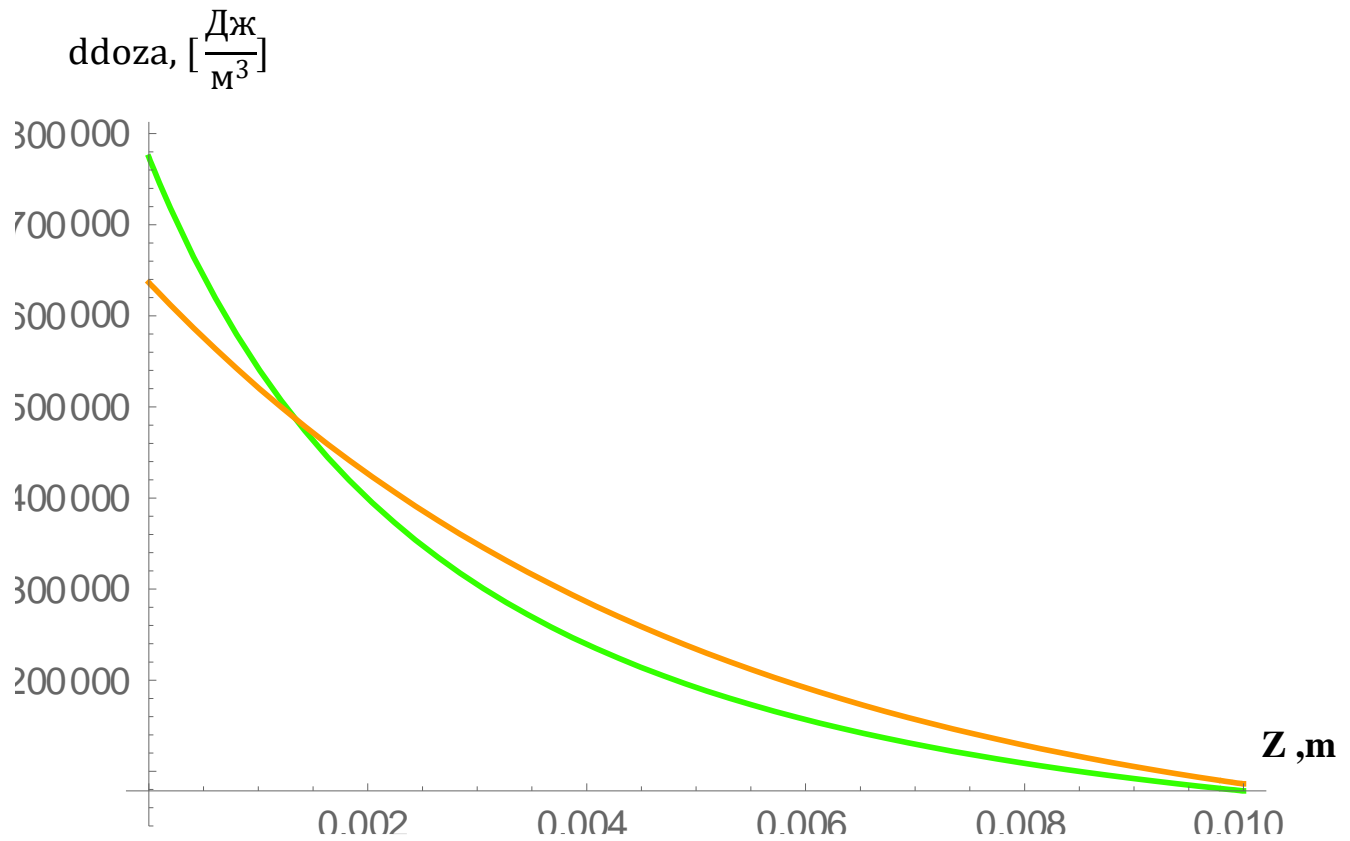


Рис.2.16. Графік диференційної дози випромінювання

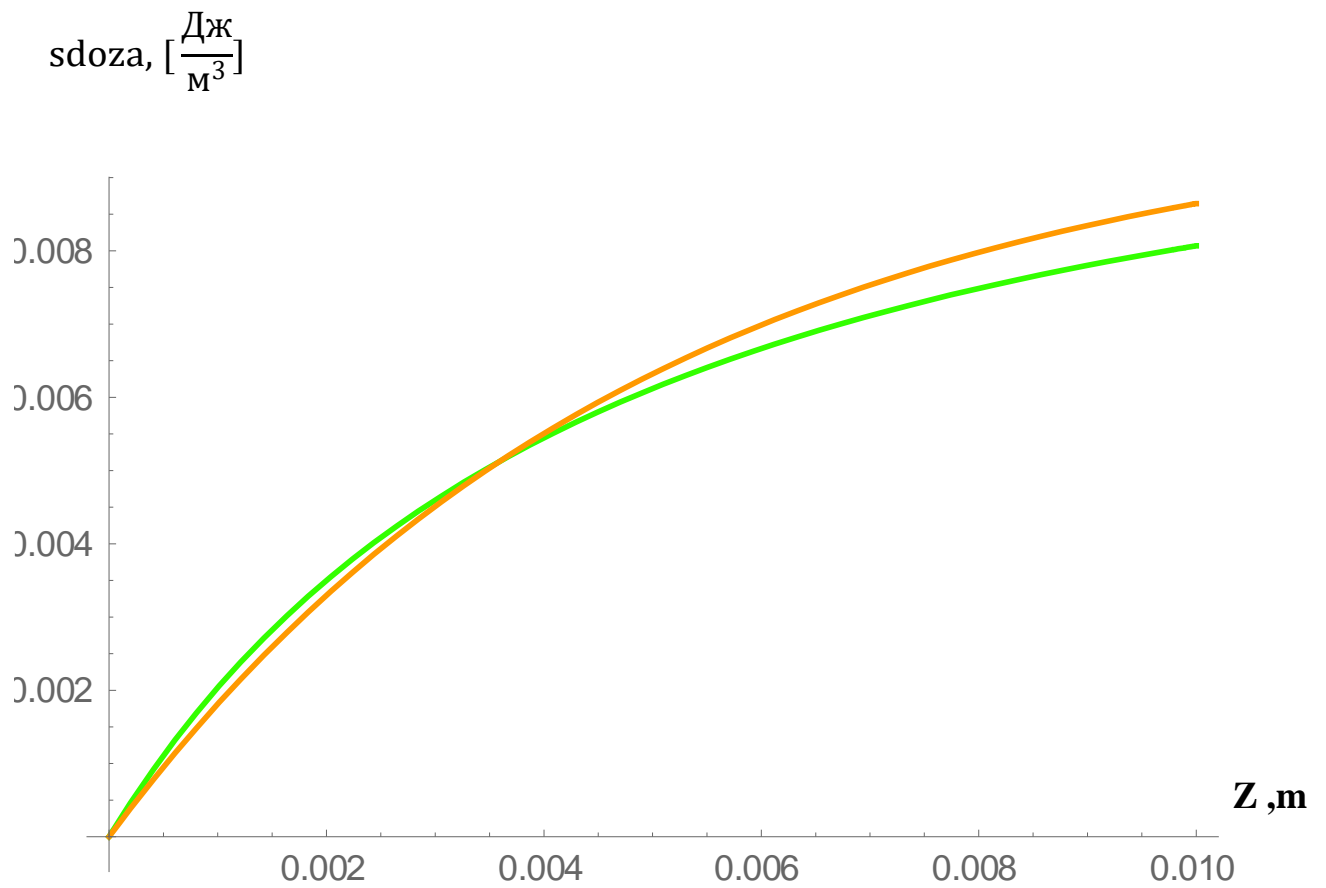


Рис.2.17. Графік сумарної дози випромінювання

3) На графіках представлені залежності з отриманих результатів, використовуючи Nd:YAG лазер ( $\lambda=1064$  нм). Диференційна доза лінійного поглинання позначена жовтим кольором (1), а диференційна доза нелінійного однофотонного і двофотонного поглинання - зеленим кольором (2).

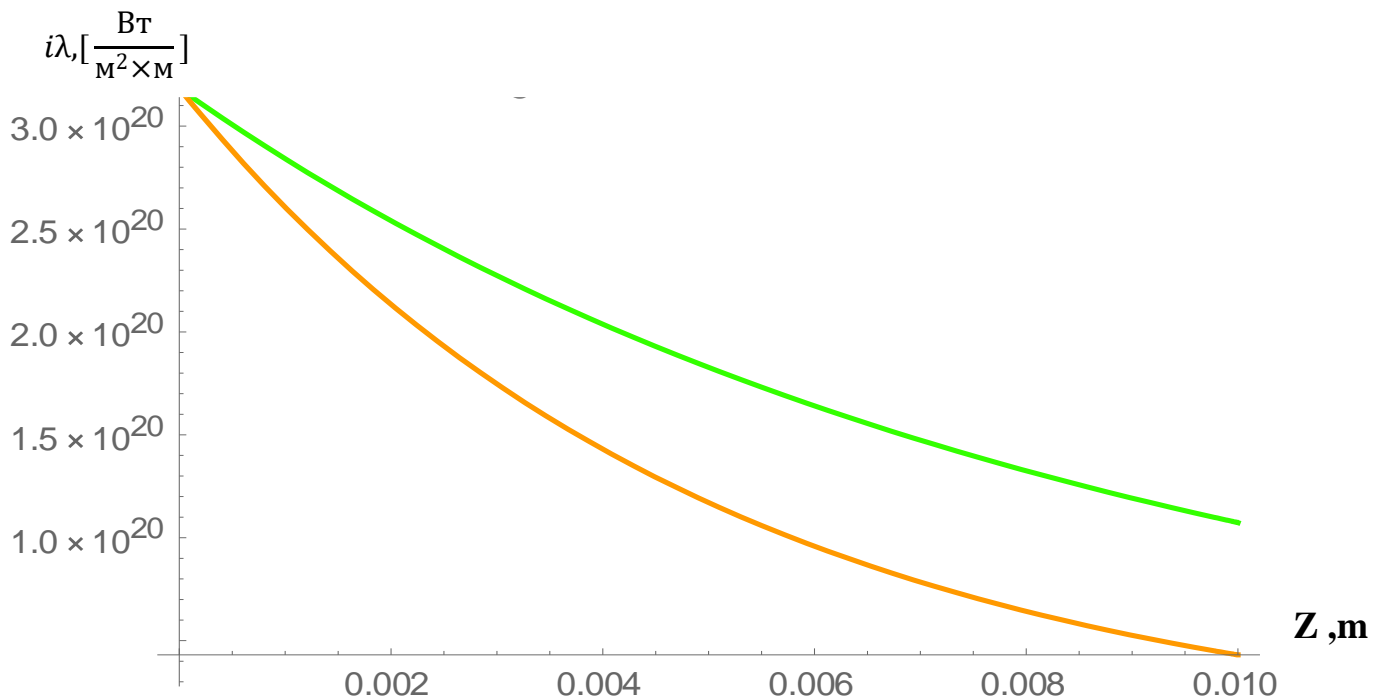


Рис.2.18. Графік вхідної густини інтенсивності

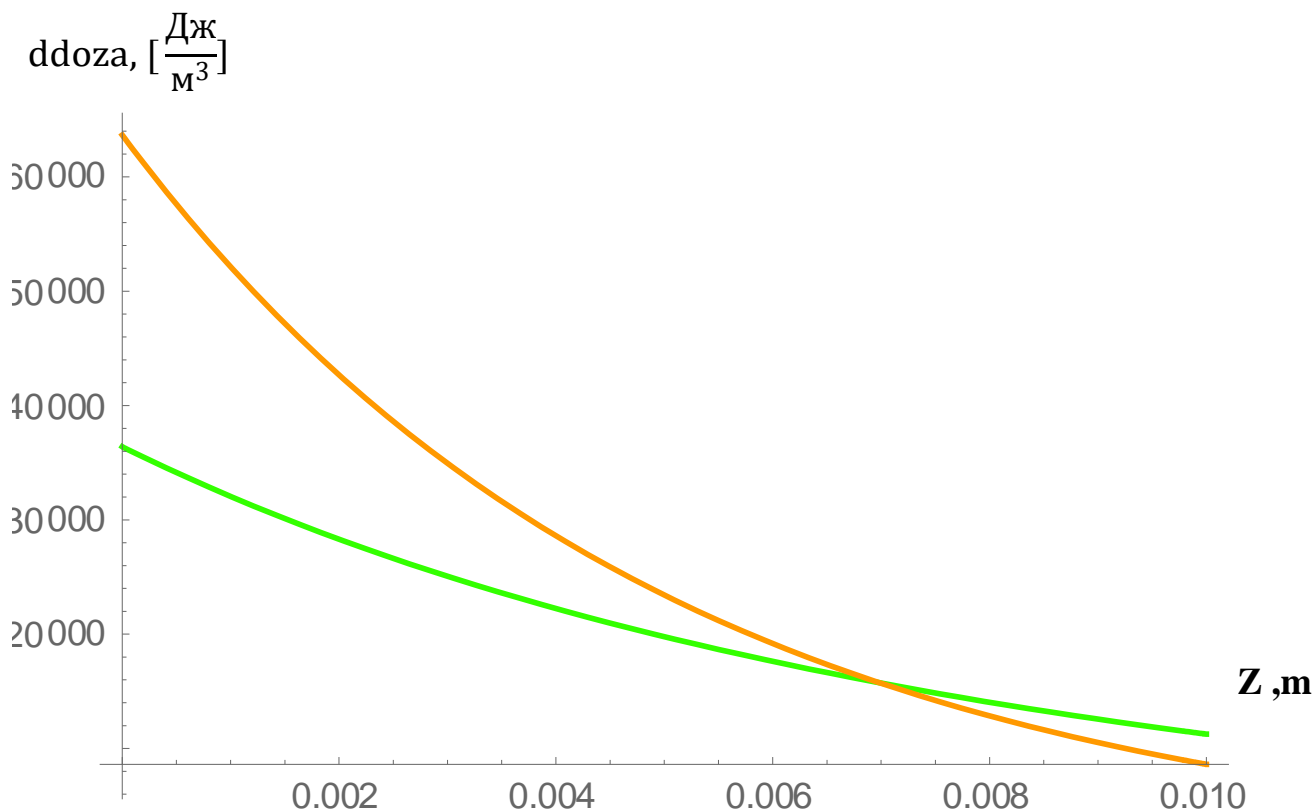


Рис.2.14. Графік диференційної дози випромінювання

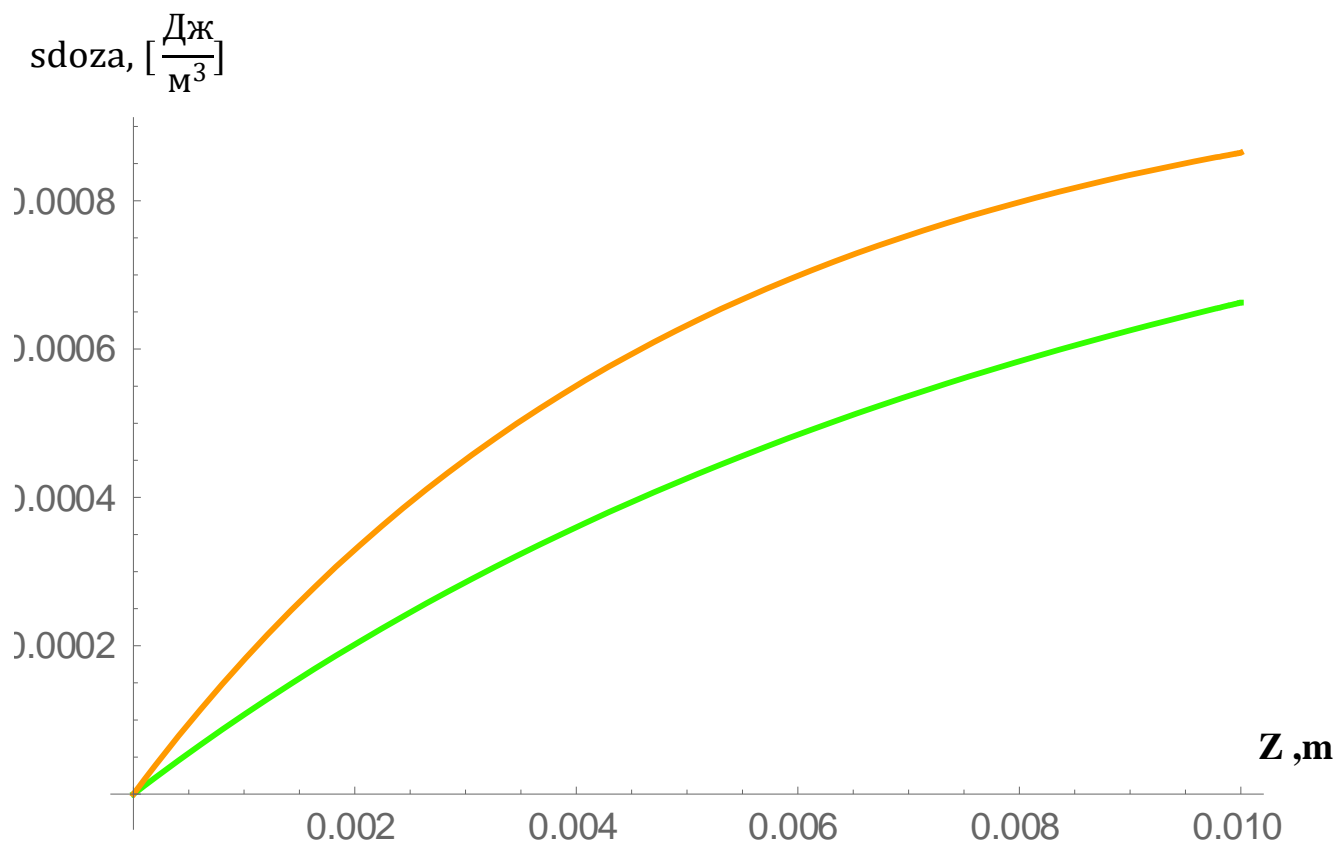


Рис.2.15. Графік сумарної дози випромінювання

## Висновки

Було проведено комплексний аналіз впливу розсіювання та нелінійних ефектів на проникнення інтенсивного оптичного випромінювання в біотканини для дозиметрії. Виявлено такі факти:

1. З використанням ефекту просвітлення (насичення поглинання) можна поглибити та збільшити кількість поглинутого випромінювання, оскільки цей ефект призводить до зниження диференційної дози в поверхневих шарах клітин. Це досяжно за допомогою лазерних імпульсів наносекундної тривалості.

2. Ефект двофотонного поглинання внесе помітний внесок і сприятиме локалізації ділянок з максимальною дозою неподалік від поверхні. Ефект двофотонного поглинання є ефективним для локалізації дози поглинутого випромінювання на поверхні. Це досяжно за допомогою лазерних імпульсів пікосекундної тривалості.

3. Результати проведених аналітичних досліджень свідчать про необхідність врахування нелінійних оптичних ефектів при розрахунках дози поглинутого випромінювання. Неправильне врахування нелінійних ефектів призводить до похибки в декілька порядків у випадку великих інтенсивностей випромінювання, як у поверхневих, так і в глибоких шарах тканин.

4. Отримані дані однозначно свідчать про вплив розсіювання світла на диференційну дозу у глибину тканин. Вплив нелінійних оптичних ефектів за низьких інтенсивностей світла має незначний характер.

## Список літератури

1. Афанасьєва О. В., Лалазарова Н. О., Федоренко Є. П. Лазерна поверхнева обробка матеріалів: монографія. - Харків: ХНУРЕ, 2020. - 100 с.
2. Григоруk В. І., Іванісік А. І., Коротков П. А. Експериментальна лазерна оптика: підручник. - Київ: Видавничо-поліграфічний центр „Київський університет”, 2007. - 383 с.
3. Shen Y. R. The principles of nonlinear optics.- New York: JohnWiley & Sons, 1984. - 576 p. (Published online by Cambridge University Press: 09 March 2009)
4. Lasers for Medical Applications: Diagnostics, Therapy, and Surgery / Editor H. Jelinkova. - Woodhead Publishing Limited, 2013. - 832 p.
5. Дмитрук А. М., Іванісік А. І, Нагула С. А. Нелінійність пропускання інтенсивного лазерного випромінювання кістковими тканинами // Вісник Київського університету. Сер: фіз.-мат. науки.- 2000.- В.2.-С. 397 - 401.
6. Іванісік А. І, Нагула С. А. Про залежність пропускання і ефективності дії лазерного випромінювання від його інтенсивності та спектрального складу для твердих біотканин // Вісник Київського університету. Сер: фіз.-мат. науки.– 2001.– В.2. С. 381 - 387.
7. Іванісік А. І, Логвиненко С.В. Про можливість використання лазерного скалера в стоматології // Вісник Київського університету. Сер: фіз.-мат. науки.- 2001.- В.3.- С. 359 - 367.
8. Іванісік А. І, Логвиненко С.В., Новоселець М.К., Сидоренко П.В. Дослідження оптичних характеристик м'язових тканин з метою розробки методів об'єктивного контролю для лазерної хірургії // Вісник Київського університету. Сер: фіз.-мат. науки.- 2002.- В.2.- С. 318 - 327.
9. Глоба Я. В., Іванісік А. І, Лопійчук М. М. Нелінійна динаміка пропускання лазерного випромінювання м'якими біологічними тканинами у процесі їх розтину // Вісник Київського університету. Сер: фіз.-мат. науки.- 2004.- В.4. С. 291 - 299.
10. Глоба Я. В., Іванісік А. І. Оптимізація методу диференційного зворотного розсіяння для діагностування термодеструкції біотканин // Вісник Київського університету. Сер: радіофіз. та електр.- 2005.- В.8.- С. 13 - 15.

11. Principles of Medical Electronics and Biomedical Instrumentation / C. Raja Rao, Sujoy K. Guha: - Universities Press, 2001. - 268 p.
12. Іванісік А. І. Фазомодульоване параметричне антистоксове вимушене комбінаційне розсіяння черенковського типу в областях самофокусування збуджуючого випромінювання / А. І. Іванісік, О. Ю. Ісаєнко, П. А. Коротков, Г. В. Понежа // Український фізичний журнал.- 2012.- Т. 57, № 10.- С. 1000 - 1010.
13. Ivanisik A. I. Frequency-angular spectra of the stimulated Raman scattering parametric components under self-action / A. I. Ivanisik, O. Iu. Isaienko, P. A. Korotkov // Semiconductor physics, quantum electronics and optoelectronics.- 2012.- V. 15, № 4.- P. 370 - 375.