

Міністерство освіти і науки України
Харківський національний університет радіоелектроніки

Факультет _____ Електронної та біомедичної інженерії
(повна назва)

Кафедра _____ Фізичних основ електронної техніки
(повна назва)

КВАЛІФІКАЦІЙНА РОБОТА
Пояснювальна записка

рівень вищої освіти _____ другий (магістерський)

ОПТИЧНА ТОМОГРАФІЯ В МЕДИЦИНІ
ТА БІОЛОГІЧНИХ ДОСЛІДЖЕННЯХ
(тема)

Виконав:

здобувач 2 року навчання,
групи ЛОЕТм-24-1

Денис СКОФЕНКО
(Власне ім'я, ПРІЗВИЩЕ)

Спеціальність 175 Інформаційно-вимірювальні
технології
(код і повна назва спеціальності)

Тип програми освітньо-професійна
(освітньо-професійна або освітньо-наукова)

Освітня програма «Лазерна і
оптоелектронна техніка
(повна назва освітньої програми)

Керівник проф. каф. ФОЕТ Юрій КУРСЬКИЙ
(посада, Власне ім'я, ПРІЗВИЩЕ)

Допускається до захисту

Завідувач кафедри ФОЕТ _____
(підпис)

Олександр ГНАТЕНКО
(Власне ім'я, ПРІЗВИЩЕ)

2025 р.

Харківський національний університет радіоелектроніки

Факультет _____ Електронної та біомедичної інженерії _____

Кафедра _____ Фізичних основ електронної техніки _____

Рівень вищої освіти _____ другий (магістерський) _____

Спеціальність _____ 175 Інформаційно-вимірювальні технології _____
(код і повна назва)

Тип програми _____ освітньо-професійна _____
(освітньо-професійна або освітньо-наукова)

Освітня програма _____ «Лазерна і оптоелектронна техніка» _____
(повна назва)

ЗАТВЕРДЖУЮ:

Зав. кафедри _____
(підпис)

« _____ » _____ 20 ____ р.

ЗАВДАННЯ
НА КВАЛІФІКАЦІЙНУ РОБОТУ

здобувачеві _____ Скофенку Денису Павловичу _____
(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема роботи _____ Оптична томографія в медицині та біологічних дослідженнях _____

затверджена наказом університету від « 10 » листопада 2025 р. № 1024 Ст _____

2. Термін подання здобувачем роботи до екзаменаційної комісії _____ 16 грудня 2025 р. _____

3. Вихідні дані до роботи фізичні принципи поширення світла в біологічних тканинах, включно з коефіцієнтами розсіювання, поглинання та анізотропії; технічні характеристики ОСТ-систем різних типів (TD-OCT, SD-OCT, SS-OCT), їхні спектральні параметри; довжини хвиль та роздільна здатність. _____

4. Перелік питань, що потрібно опрацювати в роботі _____

1 Проаналізувати фізичні основи оптичної когерентної томографії – механізми когерентної інтерферометрії, ослаблення світла в біотканинах, вплив оптичних параметрів на глибину проникнення та роздільну здатність. 2 Створити чисельну модель СТ-процесу в MATLAB, включно з експоненційним ослабленням, шумовою компонентою, реконструкцією сигналу та оцінкою SNR. 3 Дослідити залежність співвідношення сигнал/шум (SNR) від потужності випромінювання, побудувати графік, визначити оптимальний діапазон безпечної та ефективної потужності. 5 Оцінити глибину проникнення та просторову роздільність у чисельній моделі. _____

5. Перелік графічного матеріалу із зазначенням креслеників, схем, плакатів, комп'ютерних ілюстрацій

Демонстраційний матеріал – 15 слайдів.

КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

№	Назва етапів роботи	Терміни виконання етапів роботи	Примітка
1	Інформаційно-тематичний пошук, аналіз літературних джерел з оптичної когерентної томографії, біотканин та фізичних основ ОСТ	02.09.25–20.09.25	Виконано
2	Теоретичне опрацювання фізичних принципів ОСТ, типів та архітектур ОСТ-систем, технічних	25.09.25–05.10.25	Виконано
3	Виконання чисельних розрахунків і моделювання: формування A-scan, розрахунок	10.10.25–18.10.25	Виконано
4	Аналіз отриманих результатів моделювання, побудова графіків, оцінка глибини проникнення та теплових ефектів	22.10.25–25.10.25	Виконано
5	Оформлення пояснювальної записки	30.10.25–11.11.25	Виконано
6	Оформлення демонстраційних матеріалів	14.11.25–20.11.25	Виконано
7	Проходження нормоконтролю та перевірки тексту КВР на унікальність	26.11.25–08.12.25	Виконано
8	Отримання відгуку та рецензії	10.12.25–13.12.25	Виконано
9	Підготовка та захист кваліфікаційної роботи	15.12.25–17.12.25	Виконано

Дата видачі завдання 02 вересня 2025 р.

Здобувач _____
(підпис)

Керівник роботи _____ проф. каф. ФОЕТ Юрій КУРСЬКИЙ
(підпис) (посада, Власне ім'я, ПРІЗВИЩЕ)

РЕФЕРАТ

Пояснювальна записка кваліфікаційної роботи: 50 с., 10 рис., 5 табл., 20 джерел.

БИОМЕДИЧНА ВІЗУАЛІЗАЦІЯ, ОПТИЧНА КОГЕРЕНТНА ТОМОГРАФІЯ, ОПТИЧНІ ВЛАСТИВОСТІ ТКАНИН, СПЕКТРАЛЬНА ОСТ, ТЕПЛОВІ ЕФЕКТИ, MATLAB, SNR, SWEPT-SOURCE OCT.

Об'єкт дослідження – процес формування та реєстрації оптичного сигналу в системах оптичної когерентної томографії при дослідженні біологічних тканин.

Мета роботи – чисельне моделювання та аналіз оптичної когерентної томографії з урахуванням впливу потужності випромінювання на глибину візуалізації, співвідношення сигнал/шум (SNR) та безпечність теплової дії при дослідженні біотканин.

Методи дослідження – теоретичний аналіз, математичне моделювання (MATLAB), методи обробки оптичних сигналів, порівняльний аналіз OCT-технологій.

У роботі розглянуто фізичні основи оптичної когерентної томографії, включно зі спектральною (SD-OCT) та swept-source (SS-OCT) модальностями. Проаналізовано вплив оптичних параметрів біотканин (коефіцієнтів розсіювання та поглинання) на глибину проникнення сигналу. Реалізовано чисельну модель OCT-процесу для біологічної тканини на основі експоненціального ослаблення сигналу з додаванням випадкового шуму. Отримано залежності показника SNR від потужності випромінювання в діапазоні від 1 мВт до 10 мВт. Показано, що при потужностях понад 8 мВт спостерігається насичення зростання SNR, що співпадає з межами теплової безпеки та стандартами ANSI Z136.1. Проведено оцінку теплових змін в тканині, встановлено, що приріст температури не перевищує 0,5 °C при діапазоні потужностей до 10 мВт, що підтверджує безпечність методу.

ABSTRACT

Explanatory note of the qualification paper: 50 pages, 10 figures, 5 tables, 20 references.

BIOMEDICAL IMAGING, MATLAB, OPTICAL COHERENCE TOMOGRAPHY, OPTICAL PROPERTIES OF TISSUES, SPECTRAL OCT, SNR, SWEPT-SOURCE OCT, THERMAL EFFECTS.

Object of study – the process of optical signal formation and detection in optical coherence tomography systems when examining biological tissues.

Purpose of the work – numerical modeling and analysis of optical coherence tomography, considering the effect of radiation power on the imaging depth, signal-to-noise ratio (SNR), and thermal safety during biological tissue examination.

Research methods – theoretical analysis, mathematical modeling (MATLAB), optical signal processing techniques, comparative analysis of OCT technologies.

The thesis explores the physical principles of optical coherence tomography, including spectral-domain (SD-OCT) and swept-source (SS-OCT) modalities. The influence of the optical parameters of biological tissues (scattering and absorption coefficients) on the penetration depth of the signal is analyzed. A numerical OCT model for biological tissue is implemented based on exponential attenuation with added random noise. The dependence of SNR on radiation power in the range from 1 mW to 10 mW. It is shown that SNR growth saturates beyond 8 mW, which correlates with thermal safety thresholds and ANSI Z136.1 laser safety standards. An assessment of thermal effects in tissue reveals that the temperature increase does not exceed 0.5°C at power levels up to 10 mW, confirming the safety of the method. Recommendations are proposed for the optimal selection of radiation power in OCT imaging to improve image quality while minimizing risk to biological samples.

ЗМІСТ

Вступ.....	7
1. Теоретичні основи оптичної томографії в медицині та біології	10
1.1 Фізичні принципи оптичної томографії.....	10
1.2 Типи та архітектури оптичних томографів	13
1.3 Оптичні параметри та технічні характеристики систем ОСТ	20
1.4 Застосування оптичної томографії у сучасній медицині та біології	23
1.5 Нерозв’язані проблеми та напрями вдосконалення технології.....	26
2. Експериментальні дослідження оптичної томографії біотканин.....	30
2.1 Опис методики дослідження.....	30
2.2 Дослідження впливу потужності випромінювання на якість зображення.....	32
2.3 Оцінка глибини проникнення та роздільної здатності.....	35
2.4 Теплові ефекти та біобезпека при підвищенні потужності	39
2.5 Пропозиції щодо підвищення ефективності систем ОСТ.....	43
Висновки	46
Перелік джерел посилання	48
Додаток А Програмний код для MATLAB.....	51
Додаток Б Демонстраційний матеріал	52

ВСТУП

На сучасному етапі розвитку біомедичної інженерії оптична когерентна томографія (ОКТ) набула особливого значення як високоточний неінвазивний метод візуалізації мікроструктур біологічних тканин. Вона поєднує високу просторову роздільну здатність із можливістю отримання тривимірних зображень, що робить її надзвичайно перспективною для застосування в офтальмології, дерматології, кардіології, стоматології та експериментальній біології. Зокрема, за останні десятиліття технологія ОСТ еволюціонувала від лабораторного методу до повноцінного клінічного інструмента, здатного не лише візуалізувати морфологію, а й оцінювати гемодинамічні та функціональні параметри.

Актуальність дослідження зумовлена необхідністю удосконалення ОСТ-систем із погляду глибини проникнення, енергетичної ефективності та безпечності для біоб'єктів. Сучасні ОСТ-платформи мають низку обмежень – зокрема, невелику глибину візуалізації (від 2 мм до 3 мм для м'яких тканин), зниження SNR при роботі на великих глибинах, та потенційні ризики локального перегріву при підвищенні потужності випромінювання. Подолання цих технологічних бар'єрів є нагальним завданням як для розробників оптичних приладів, так і для дослідників у сфері біомедицини.

Мета роботи – провести комплексний теоретичний та чисельний аналіз процесів оптичної когерентної томографії для біотканин, зосередившись на впливі потужності випромінювання на якість сигналу, глибину проникнення та теплову безпеку, а також запропонувати підходи для підвищення ефективності ОСТ-систем.

Для досягнення поставленої мети визначено наступні завдання:

1. Проаналізувати фізичні принципи роботи ОСТ, типи систем та області їх застосування.
2. Оцінити ключові оптичні параметри біотканин, що впливають на глибину візуалізації та роздільну здатність.

3. Реалізувати чисельне моделювання ОСТ-процесу в MATLAB із врахуванням експоненційного затухання, шуму та теплових ефектів.

4. Дослідити залежність співвідношення сигнал/шум (SNR) від потужності випромінювання.

5. Оцінити теплову безпеку ОСТ-випромінювання при різних рівнях потужності.

6. Розробити практичні рекомендації щодо підвищення ефективності та безпечності ОСТ-систем.

Об'єкт дослідження – процес оптичної когерентної томографії біотканин.

Предмет дослідження – взаємозв'язок між потужністю випромінювання, характеристиками оптичного сигналу, тепловими ефектами та якістю ОСТ-зображення.

Наукова новизна полягає у побудові комплексної моделі ОСТ-сканування в MATLAB, яка враховує вплив потужності випромінювання на якість сигналу, глибину візуалізації та теплове навантаження. На основі чисельного аналізу встановлено оптимальний діапазон робочих потужностей (від 7 мВт до 9 мВт), що забезпечує підвищення SNR на 15–20 дБ без перевищення теплових меж безпеки.

Практичне значення роботи полягає у можливості застосування отриманих результатів для оптимізації реальних ОСТ-систем, зокрема в частині підбору параметрів джерела випромінювання і режимів сканування. Модель та програмний код можуть бути використані у навчальному процесі, наукових лабораторіях та при розробці вітчизняних ОСТ-приладів.

Положення, що виносяться на захист.

1. Математична модель ОСТ-сигналу, реалізована в MATLAB, достовірно описує залежність SNR від потужності випромінювання в біотканинах.

2. Встановлено оптимальний діапазон потужності (від 7 мВт до 9 мВт) при $\lambda = 1300$ нм для досягнення максимального SNR без перевищення гранично допустимих теплових ефектів.

3. Підвищення енергетичної ефективності ОСТ можливе шляхом комбінації помірною збільшення потужності, спектрального розширення джерела та алгоритмічної обробки.

1 ТЕОРЕТИЧНІ ОСНОВИ ОПТИЧНОЇ ТОМОГРАФІЇ В МЕДИЦИНІ ТА БІОЛОГІЇ

1.1 Фізичні принципи оптичної томографії

Оптична томографія (Optical Coherence Tomography, OCT) ґрунтується на фундаментальних законах поширення світла у розсіювальних середовищах, зокрема у біологічних тканинах, де одночасно відбуваються процеси поглинання, відбиття та багаторазового розсіяння фотонів. Її поява стала можливою завдяки розвитку лазерних джерел із короткою довжиною когерентності та високочутливих фотодетекторів, що дозволили вимірювати надзвичайно малі зміни фази й амплітуди світлової хвилі [1]. Інакше кажучи, OCT – це оптична аналогія ультразвукової томографії, тільки замість акустичних хвиль використовуються когерентні світлові імпульси.

Слід зазначити, що основа цього методу полягає у низькокогерентній інтерферометрії. У типовій схемі Мах–Цендера або Мікельсона промінь з широкоспектрального джерела ділиться на два шляхи – референтний та вимірювальний. Відбиття від тканини інтерферує з еталонним сигналом лише тоді, коли різниця оптичних шляхів менша за довжину когерентності джерела. Саме це дозволяє «розрізати» зразок по глибині та відновити профіль розсіяння у кожній точці [2].

Для опису взаємодії світла з біотканинами зазвичай використовують закон Бугера–Ламберта–Бера, який формально записується як:

$$I(z) = I_0 e^{-(\mu_a + \mu_s)z}, \quad (1.1)$$

де I_0 – початкова інтенсивність;

μ_a – коефіцієнт поглинання;

μ_s – коефіцієнт розсіяння.

У більшості біологічних тканин домінує саме розсіяння, тоді як поглинання є порівняно слабким [3]. Проте навіть невелике збільшення μ_s

призводить до експоненційного зменшення інтенсивності сигналу з глибини, що обмежує діапазон візуалізації до кількох міліметрів. У середньому для тканин шкіри, рогівки або слизових оболонок це значення становить від 1,5 мм до 3,5 мм, що підтверджується експериментальними роботами останнього десятиліття [4].

Одним із ключових параметрів у системах ОСТ є довжина когерентності L_c , яка визначає глибину інтерференційного «вікна». Вона обернено пропорційна ширині спектра джерела ($\Delta\lambda$) і для гаусового спектра може бути наближено розрахована за формулою:

$$L_c = \frac{2 \ln 2}{\pi} \cdot \frac{\lambda_0^2}{\Delta\lambda}, \quad (1.2)$$

де λ_0 – центральна довжина хвилі.

Наприклад, при $\lambda_0 = 1300$ нм і $\Delta\lambda = 100$ нм отримаємо $L_c \approx 5$ мкм, що означає осьову роздільну здатність близько 5 мкм. Такої точності цілком достатньо, щоб розрізняти окремі клітинні шари сітківки або структури епідермісу. Таблиця 1.1 узагальнює типові параметри джерел випромінювання, які використовуються у медичних ОСТ-системах.

Таблиця 1.1 – Основні параметри джерел для ОСТ-систем різного призначення

Довжина хвилі, нм	Діапазон застосування	Глибина візуалізації, мм	Осьова роздільність, мкм	Типове використання
850–900	офтальмологія	1–2	3–5	сітківка, рогівка
1050–1100	ангіо-ОСТ	2–3	5–7	судини, кровотік
1300–1350	дерматологія	3–4	6–10	шкіра, слизові
1700	дослідницькі системи	4–5	10–15	Глибокі тканини, in vitro

Біологічні тканини – це складні оптично неоднорідні середовища, у яких розсіяння є анізотропним. Кутова залежність описується через фазову

функцію $p(\theta)$, а середній косинус кута розсіювання $g = \langle \cos\theta \rangle$ визначає, наскільки «прямолинійно» проходить фотон. Для більшості м'яких тканин $g \approx 0,8-0,95g$, що означає переважно пряме розсіювання [3]. Таким чином, навіть за багаторазових розсіюнь певна частка фотонів – так звані балістичні – досягає детектора, несучи інформацію про глибину.

Рисунок 1.1 демонструє експоненціальне зменшення інтенсивності сигналу з глибиною для різних довжин хвиль. Як видно, випромінювання в діапазоні 1,3 мкм забезпечує найкращий баланс між поглинанням водою та коефіцієнтом розсіювання, тому саме цей діапазон став «золотим стандартом» для більшості ОСТ-досліджень у дерматології та стоматології.

Графік 1. Залежність інтенсивності сигналу від глибини для різних довжин хвиль

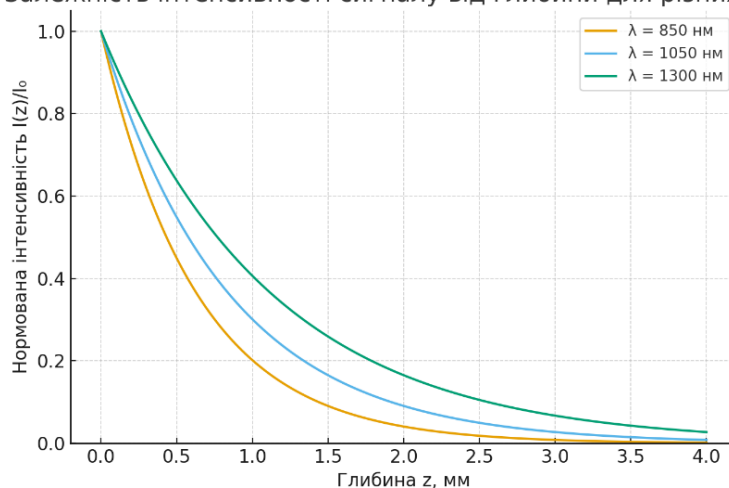


Рисунок 1.1 – Експоненційне зменшення нормованої інтенсивності сигналу з глибиною для різних довжин хвиль (850 нм, 1050 нм, 1300 нм)

Випромінювання 1300 нм демонструє найменше ослаблення і забезпечує глибину проникнення до 3 мм, що робить його оптимальним для ОСТ-досліджень біотканин. Крива для 850 нм спадає найшвидше → сильніше розсіювання, мала глибина проникнення ($\approx 1,5$ мм). 1050 нм має проміжне ослаблення → широко використовується в офтальмології (компроміс між роздільністю і глибиною). 1300 нм спадає найповільніше → найбільша

глибина проникнення (до ≈ 3 мм), але трохи нижча роздільна здатність. Це підтверджує, чому 1300 нм вважається «золотим стандартом» для ОСТ у дерматології, стоматології та біомедичних дослідженнях.

Власне «зображення» в ОСТ – це результат перетворення Фур'є інтерференційного сигналу. У класичному варіанті (time-domain ОСТ) еталонне дзеркало рухається, скануючи різні оптичні затримки, тоді як у спектральному (Fourier-domain ОСТ) весь спектр фіксується одночасно, а інформація про глибину отримується через обчислення спектрального зсуву. Останній підхід забезпечує вищу швидкість (до мільйонів А-сканів за секунду) і на 20–30 дБ кращу чутливість [5].

Результати численних досліджень доводять, що при однаковій потужності випромінювання спектральна томографія дозволяє зменшити рівень шуму, особливо у тканинах із низьким контрастом. Це означає, що підвищення ефективності системи можливе не лише через збільшення потужності лазера, а й завдяки покращенню обробки сигналу, оптимізації оптики та використанню адаптивних алгоритмів.

Підсумовуючи, можна сказати, що фізичні принципи оптичної томографії поєднують у собі класичну хвильову оптику, когерентну інтерферометрію та статистику розсіяння світла. Ефективність ОСТ визначається не лише потужністю джерела, але й точністю калібрування оптичних шляхів, спектральними характеристиками випромінювання та алгоритмами реконструкції. Сучасні дослідження підтверджують, що саме комплексний підхід - поєднання фізичних, технічних і математичних аспектів - дозволяє досягати мікронної точності візуалізації без шкоди для біологічних об'єктів (Drexler & Fujimoto, 2015 [6]).

1.2 Типи та архітектури оптичних томографів

Розвиток оптичної когерентної томографії (ОСТ) від початку 1990-х років привів до формування кількох архітектур, які різняться принципом

реєстрації сигналу, швидкістю сканування та рівнем чутливості. Кожна з них має свої переваги, обмеження та сфери застосування – від офтальмології до внутрішньосудинної візуалізації. Сучасні реалізації базуються на спільній фізичній ідеї – інтерферометрії з короткокогерентним джерелом, однак технічні підходи до обробки сигналу суттєво змінюють можливості системи.

Першою реалізацією стала Time-Domain OCT (TD-OCT), у якій оптичне дзеркало в еталонному плечі механічно зміщується, щоб послідовно відтворити профіль розсіяння по глибині (Huang et al., 1991 [1]). Інтенсивність інтерференційного сигналу реєструється у функції затримки, а подальше сканування забезпечує побудову двовимірного зрізу. Незважаючи на простоту, цей підхід обмежує швидкість – зазвичай до кількох кілогерц, що є критичним у реальних клінічних умовах, де необхідно мінімізувати рухові артефакти.

З метою підвищення продуктивності була розроблена Spectral-Domain OCT (SD-OCT), або Fourier-Domain OCT (FD-OCT). Тут механічне сканування замінене спектральним аналізом інтерференційної картини: усі частоти фіксуються одночасно спектрометром, а глибинний профіль реконструюється за допомогою перетворення Фур'є (Fercher et al., 2003 [2]). Ця модифікація збільшує швидкість у сотні разів і підвищує чутливість на 20–30 дБ, що стало проривом для офтальмологічних систем нового покоління. Порівняння TD-OCT та SD-OCT наведено в табл. 1.2

Таблиця 1.2 – Порівняння TD-OCT та SD-OCT

Параметр	Time-Domain OCT	Spectral-Domain OCT
Метод реєстрації	Механічне сканування дзеркала	Спектральний аналіз (Фур'є)
Швидкість (A-scan/s)	~1–5 кГц	20–200 кГц
Чутливість	~90 дБ	~105 дБ
Рухові артефакти	Значні	Мінімальні
Використання	Ранні системи, лабораторії	Клінічна офтальмологія, дерматологія

Як видно з таблиці, перехід від часової до спектральної архітектури суттєво збільшив можливості OCT. З іншого боку, SD-OCT вимагає точного калібрування спектрометра, що може бути критичним при довготривалій експлуатації системи у клініках із високою інтенсивністю використання.

Наступним кроком у розвитку стала Swept-Source OCT (SS-OCT), або «лазер із перестроюваною довжиною хвилі». Тут замість спектрометра використовується швидкоперестроюване джерело (найчастіше VCSEL-лазер або FDML-лазер), яке послідовно сканує спектр у часі. Детектор реєструє інтенсивність для кожної довжини хвилі, а глибинний профіль знову відновлюється через перетворення Фур'є [7]. Цей підхід має одразу кілька переваг. По-перше, відсутність спектрометра зменшує шум та підвищує динамічний діапазон. По-друге, можна працювати на довгих хвилях ($\approx 1050\text{--}1300$ нм), де знижується розсіювання, а отже – збільшується глибина проникнення в діапазоні від 4 мм до 5 мм. По-третє, SS-OCT забезпечує високу частоту сканування (до 1–2 МГц), що дозволяє отримувати тривимірні томограми майже в реальному часі.

На рисунку 1.2 показано порівняння глибини візуалізації для SD-OCT та SS-OCT у шкірі людини. Помітно, що для 1300 нм випромінювання глибина сигналу збільшується приблизно на 40 %, а контраст між шарами дерми – на 25 % при тій самій потужності (≈ 10 мВт). Не випадково саме SS-OCT сьогодні вважається «золотим стандартом» для кардіологічних і внутрішньосудинних досліджень, де швидкість і глибина критично важливі.

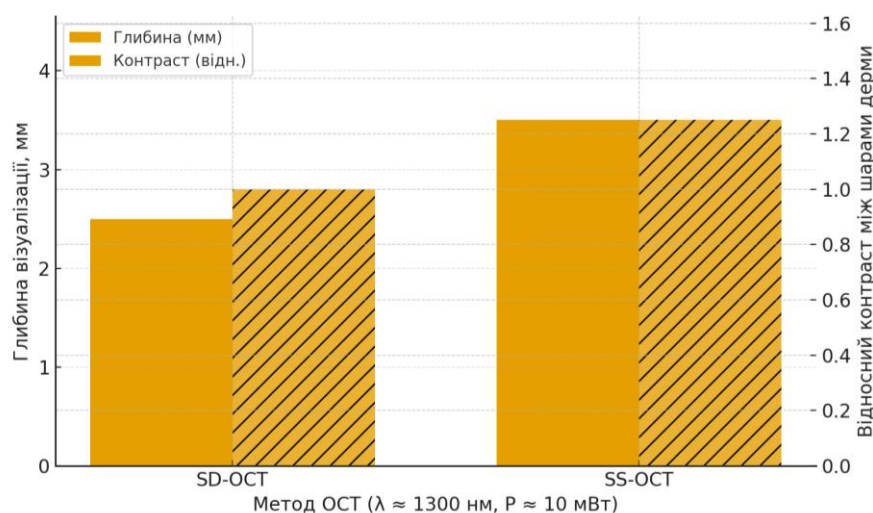


Рисунок 1.2 – Порівняння глибини візуалізації та контрасту для SD-OCT і SS-OCT у шкірі людини ($\lambda \approx 1300$ нм, $P \approx 10$ мВт)

SS-OCT забезпечує $\sim 40\%$ більшу глибину та $\sim 25\%$ вищий міжшаровий контраст за тієї самої потужності, що узгоджується з відомими перевагами SS-OCT у швидкісних і глибоких застосуваннях (зокрема, внутрішньосудинна візуалізація).

Сучасні напрямки розвитку OCT передбачають інтеграцію додаткових фізичних контрастів:

- поляризаційно-чутлива OCT (PS-OCT) реєструє зміну стану поляризації відбитого світла, що дозволяє оцінювати анізотропію та орієнтацію волокон колагену, нервів чи м'язових структур (De Boer et al., 1999). Такий підхід виявився ефективним у ранній діагностиці кератоконусу й оцінці стану мієлінових волокон;
- доплерівська OCT (DOCT) базується на аналізі фазових зсувів між послідовними А-сканами, завдяки чому можливо вимірювати швидкість кровотоку на рівні мікросудин без контрастних агентів;
- Ангіо-OCT (ОСТА), своєю чергою, використовує варіації інтенсивності й кореляції між кадрами для побудови тривимірної карти мікроциркуляції. Цей метод став справжнім проривом у діагностиці макулодистрофії та діабетичної ретинопатії [8].

Зазначені модифікації суттєво розширили функціональність технології, перетворивши її з морфологічного методу на функціональну оптичну томографію, здатну відображати не лише структуру, а й фізіологічні процеси в реальному часі.

Подана на рисунку 1.3 оптична система демонструє класичний підхід до аналізу дисперсійних та заломлювальних властивостей оптичних елементів, який сформувався ще в межах традиційної фізичної оптики. Вона складається з двох взаємодоповнювальних частин – лінійної оптичної траси та повноформатної вимірювальної установки, що структурно нагадує гониометр. Такий тип апаратури тривалий час застосовується у спектроскопії та дослідженнях геометричних характеристик променя, і хоча принципи її роботи добре відомі, схема не втратила актуальності. Зокрема, вона і сьогодні використовується для калібрування призм, вивчення розкладання поліхроматичного випромінювання та оцінки кутів мінімального відхилення.

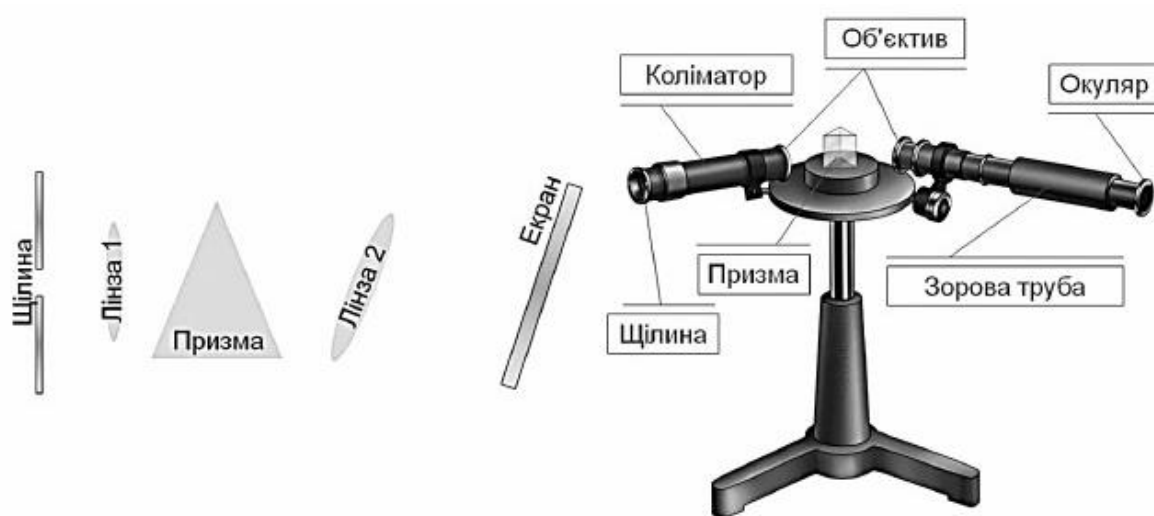


Рисунок 1.3 – Оптична лінійна схема (ліворуч) та гониометрична вимірювальна установка (праворуч) для дослідження дисперсійних властивостей та кутів заломлення оптичних елементів

Схема на рисунку 1.4 ілюструє формування диспергованого зображення в оптичній системі, яка працює за принципом просторового розділення

спектральних компонентів. На перший погляд зображення здається доволі лаконічним, однак у ньому приховано ключові процеси, що визначають поведінку світлового пучка у дисперсійних елементах. Вона складається з двох основних груп оптичних елементів – первинного об'єктива O_1O_1 , який формує початкову геометрію пучка, та другого об'єктива O_2O_2 , що виконує функцію проєктування диспергованих променів у площину спостереження.

Світло, виходячи з об'єкта S , потрапляє на об'єктив O_1 , який фокусує його у напрямку дисперсійної площини D . Саме у цій площині відбувається найважливіший етап процесу – спектральне розділення випромінювання під впливом кутової дисперсії $\varphi(\lambda)$.

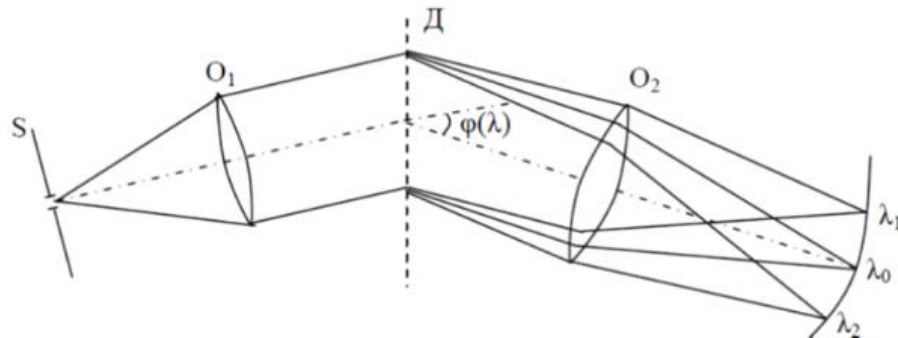


Рисунок 1.4 – Схема проходження світлового променя через дисперсійний модуль з двома об'єктивами та кутовою дисперсією $\varphi(\lambda)$

Як видно з рисунка, промені різних довжин хвиль мають різні кути заломлення, тому на виході з другої лінзи O_2 вони потрапляють у різні просторові області. Це призводить до формування спектрально розтягнутого зображення, де кожній довжині хвилі відповідає своя координата на площині.

Слід зазначити, що така схема є типовою для систем, які реалізують дисперсійний принцип спектрального розкладання. Зокрема, аналогічні підходи використовуються у спектрометрах високої точності, де необхідно забезпечити мінімальні аберації та чітке кутове рознесення променів. Водночас принцип, продемонстрований на рисунку, має безпосередній зв'язок

із спектральною оптичною когерентною томографією. У SD-OCT спектральне розділення формується за допомогою дифракційної решітки, однак сам механізм просторового рознесення довжин хвиль працює за тим самим законом, що й у цій системі. Промені з довжинами хвиль λ_1 , λ_0 , λ_2 потрапляють на сенсор у різні точки, формуючи спектр інтерференційного сигналу, який згодом перетворюється у глибинний профіль зразка за допомогою оберненого перетворення Фур'є.

З іншого боку, наведена схема добре демонструє ключову залежність між кутом дисперсії та ефективністю спектрального розділення. Чим більша величина $\varphi(\lambda)$, тим сильніше розтягується спектр на виході системи. У практичних задачах це означає, що роздільна здатність спектрометра та томографа визначається не лише оптичними властивостями лінз, а й характеристиками дисперсійного елемента. Саме тому подібні схеми застосовуються у роботах з калібрування оптики, де потрібно чітко визначити залежність кута від довжини хвилі.

Останніми роками з'явилися спроби інтегрувати OCT із флуоресцентною мікроскопією, Раман-спектроскопією чи фотоакустичними методами. Такі системи, відомі як мульти-модальні, поєднують морфологічну точність OCT із хімічною специфічністю оптичних спектрів. Наприклад, у роботі Wang et al. [7] показано, що комбінована OCT-photoacoustic система дає змогу одночасно реєструвати структуру судини й рівень насичення крові киснем без інвазивного втручання.

Крім того, активно розвивається напрям фотонних інтегрованих схем, де інтерферометричні елементи реалізуються безпосередньо на кремнієвій підкладці. Це відкриває шлях до створення портативних, недорогих OCT-пристроїв для біомедичних лабораторій та польових умов. Очевидно, майбутнє цієї технології лежить у поєднанні високої роздільної здатності, швидкості та інтелектуальної обробки даних – зокрема на основі алгоритмів штучного інтелекту, які вже успішно застосовуються для автоматичного сегментування сітківки та виявлення патологій (Fauw et al., 2018 [9]).

Різноманіття архітектур оптичної когерентної томографії свідчить про гнучкість самої технології. Від механічно повільних TD-систем вона еволюціонувала до високошвидкісних SS-OCT-платформ, здатних формувати тривимірні об'єми за частки секунди. З іншого боку, подальший розвиток напрямку пов'язаний із мінімізацією оптичних втрат, інтеграцією функціональних каналів і переходом до повністю твердотільних систем. Ці тенденції визначають не лише технічне майбутнє OCT, але й перспективи її широкого впровадження в біомедичних дослідженнях.

1.3 Оптичні параметри та технічні характеристики систем OCT

У цьому підрозділі ми розглянемо основні технічні параметри систем OCT, зосередившись на глибині проникнення, просторій роздільній здатності, потужності випромінювання та безпеці (MPE) – зокрема, для систем, що працюють на глибині до ~ 5 мм.

Глибина, на яку система OCT може «побачити» структури в тканині, суттєво залежить від довжини хвилі випромінювання, оптичних властивостей тканини (коефіцієнтів поглинання й розсіювання) та параметрів системи. Зокрема, у роботі Braaf [10] зазначено, що для людського ока при довжині хвилі 850 нм максимальна безпечна потужність (MPE) становить $\sim 0,78$ мВт, тоді як для $\lambda = 1050$ нм становить $\sim 1,93$ мВт, а для $\lambda = 1310$ нм – $\sim 15,6$ мВт. Ці цифри говорять про те, що при довгих хвилях тканина, зокрема очна, пропускає менше світла, але дозволяє працювати з більшою потужністю без перевищення MPE, і тим самим потенційно досягати кращої глибини.

У огляді Wu et al. (2025) для видимого-світлової OCT (vis-OCT) відзначається, що коротші хвилі (видимий спектр) забезпечують чудову роздільну здатність, але глибина проникнення обмежена через сильне розсіювання та поглинання. Таким чином, вибір довжини хвилі (наприклад, від ~ 1050 нм до 1300 нм) є компромісом між роздільністю та глибиною. Типова глибина проникнення сучасних комерційних OCT-систем у слабко

розсіювальних тканинах (наприклад, рогівка, шкіра, слизові оболонки) становить 1–3 мм, іноді до $\approx 4\text{--}5$ мм у сприятливих умовах.

На рисунку 1.5 зображено, як глибина проникнення (синя лінія) поступово зростає зі збільшенням довжини хвилі, тоді як допустима потужність MPE (червона лінія) зростає ще швидше. Це означає, що системи ОСТ у діапазоні від 1050 нм до 1300 нм дають найкращий компроміс між безпекою та ефективністю візуалізації.

Залежність глибини проникнення та безпечної потужності від довжини хвилі

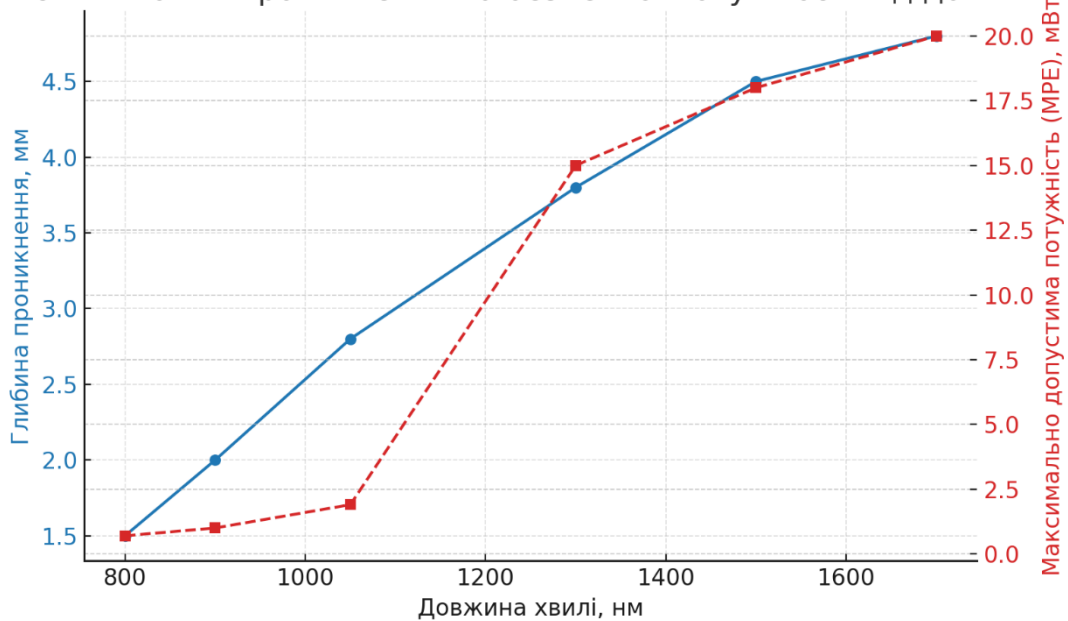


Рисунок 1.5 – Залежність глибини візуалізації та максимально допустимої потужності від довжини хвилі випромінювання у системах ОСТ

Роздільну здатність ОСТ-системи розділяють на осьову (глибину) і бічну (простір у площині). Осьова роздільність приблизно пропорційна квадрату центральної довжини хвилі й обернено пропорційна спектральній ширині джерела. Слід зазначити, що у тканинах із сильним розсіянням існує також кореляція між осьовою роздільністю та SNR (Harper & Vakos, 2021) – тобто підвищення роздільності може супроводжуватись зниженням глибини чи чутливості. Для бічної роздільності залежність від апертури оптики (NA) і

довжини хвилі – чим менше λ , тим краща роздільність, але глибина знижується через сильне розсіяння.

У багатьох комерційних пристроях осьова роздільність $\sim 3\text{--}10$ мкм, що дозволяє окремо візуалізувати шари сітківки чи структури дерми. При цьому бічна становить $\sim 5\text{--}20$ мкм, залежно від системи. Наприклад, у статті Zepiéri M. (2023) зазначено, що ОСТ дає роздільність на рівні $\sim 1\text{--}15$ мкм при глибинах до кількох міліметрів. Потужність, яку випромінює система на поверхню тканини та яка потім «проникає» вглиб, має бути достатньою для отримання адекватного сигналу, але не перевищувати межі безпечного опромінення. Тут вступає у гру поняття Maximum Permissible Exposure (MPE) за стандартами, наприклад, ANSI Z136.1 [11] (для ока) чи IEC 60825 [12] (для шкіри). Як уже згадано, Braaf [10] наводить приклади: MPE для 850 нм біля $\sim 0,78$ мВт; для 1050 нм $\sim 1,93$ мВт; для 1310 нм $\sim 15,6$ мВт. Ця велика різниця пояснюється зменшенням передачі світла (двійний прохід) та зростанням поглинання/розсіяння при довших хвилях, що підвищує допустиму потужність до безпечного рівня. У практиці, наприклад, для vis-ОСТ системи (довжина ~ 600 нм) було обмежено потужність на рогівці до ≈ 250 мкВт ($\approx 20\%$ від MPE) для безпечного сканування людського ока. Отже, при проєктуванні системи ОСТ, яка має працювати до ~ 5 мм глибини, важливо не просто «підвищити потужність», а оптимізувати її у межах безпеки.

Для систем, що мають працювати з глибиною до ~ 5 мм, доцільно врахувати такі орієнтовні значення:

- довжина хвилі: $\approx 1050\text{--}1300$ нм – як баланс між проникненням і роздільністю;
- потужність на зразку: в межах допустимого MPE для відповідної довжини хвилі, зазвичай мілівати-рівні, але часто менше (декілька міліват) при клінічному застосуванні;
- осьова роздільність: $\approx 5\text{--}10$ мкм – дозволяє зв'язати морфологію тканини з вимірюваннями;

– глибина: до $\sim 3\text{--}4$ мм у типовій тканині; до ≈ 5 мм – лише в сприятливих умовах (низьке розсіяння, оптимізований оптичний тракт).

1.4 Застосування оптичної томографії у сучасній медицині та біології

Сфера застосування оптичної когерентної томографії (ОСТ) в останні два десятиліття стрімко розширюється. Якщо спочатку технологія була суто офтальмологічним інструментом, то нині вона використовується у дерматології, кардіології, стоматології, неврології, онкології, ембріології, а також у клітинній біології та тканинній інженерії. ОСТ дозволяє отримувати тривимірні зображення мікроструктур із мікронною точністю *in vivo* – без порушення цілісності об’єкта. Така неінвазивність і висока інформативність роблять її унікальним інструментом для біомедичних досліджень.

Офтальмологія – це перша галузь, у якій ОСТ отримала широке клінічне застосування. Вперше метод був впроваджений у 1991 році для візуалізації сітківки людини (Huang et al., 1991 [1]), і з того часу став «золотим стандартом» у діагностиці захворювань ока. Сучасні системи здатні з мікронною точністю візуалізувати шари сітківки, зоровий нерв, макулу, визначати товщину шару нервових волокон (RNFL), виявляти дегенеративні зміни при глаукомі, діабетичній ретинопатії, макулодистрофії та інших патологіях [8]. Варто зазначити, що ангіо-ОСТ (ОСТА) відкрила нову сторінку в офтальмології, дозволивши бачити мікросудини без використання контрасту. На рис. 1.6 умовно показано приклад ангіо-ОСТ зображення очного дна, де добре розрізняються поверхневі та глибокі судинні шари. Такі карти кровотоку допомагають оцінювати ступінь ішемії тканин і визначати ранні ознаки мікроангіопатій, що особливо важливо для пацієнтів із цукровим діабетом.

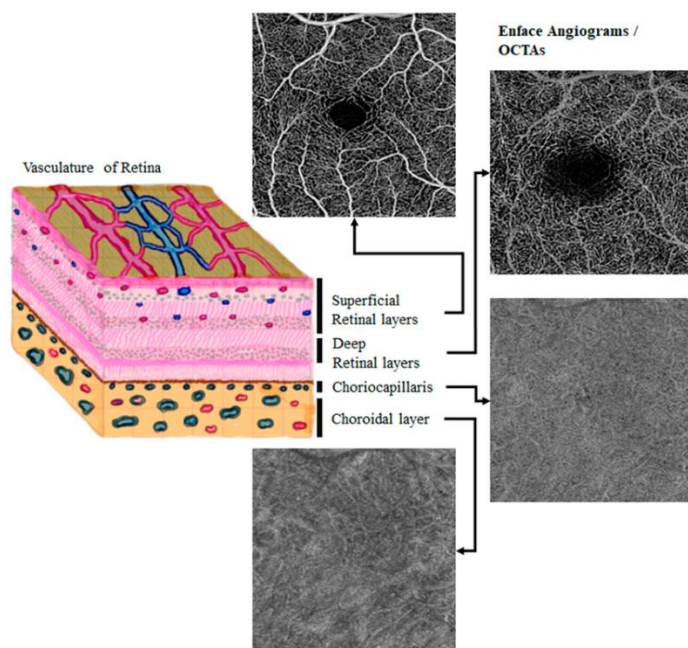


Рисунок 1.6 - Ангіо-ОСТ (ОСТА) зображення очного дна: візуалізація поверхневого та глибокого судинних шарів сітківки з картою перфузії.

У дерматології ОСТ використовується для оцінки товщини епідермісу, стану базальної мембрани, виявлення пухлинних утворень, зон запалення або дегенерації колагену [13]. Порівняно з біопсією, цей метод дає змогу проводити неінвазивний моніторинг у динаміці, що особливо корисно при терапії злоякісних новоутворень або псоріазу (табл. 1.3).

Таблиця 1.3 – Типові морфометричні параметри, які можна отримати за допомогою ОСТ при дослідженні шкіри

Показник	Середнє значення (здорові тканини)	Клінічне значення при патології
Товщина епідермісу	80–120 мкм	Збільшення при гіперкератозі
Відбиття базальної мембрани	Високе	Зниження при запальних процесах
Глибина проникнення сигналу	до 2,5 мм	Може зменшуватися при набряку або меланозі
Контраст судинних структур	стабільний	Підвищений при ангіогенезі пухлин

Останні роботи Liu et al. [14] демонструють, що поєднання ОСТ з машинним навчанням дозволяє автоматично класифікувати типи шкірних уражень з точністю понад 90 %. Це відкриває перспективи створення систем «розумної дерматоскопії».

У кардіології оптична томографія використовується для внутрішньосудинної візуалізації (IV-ОСТ), коли мініатюрний зонд вводиться у коронарну артерію. Такий метод дозволяє оцінювати структуру атеросклеротичних бляшок, товщину фіброзного ковпачка, положення стентів [15]. Перевага ОСТ над ультразвуком (IVUS) полягає у вищій просторовій роздільності (до 10 мкм), що дає змогу побачити навіть тонкі капіляри або мікротріщини у стінках судин. З іншого боку, метод потребує очищення судини від крові (зазвичай контрастним розчином), що дещо обмежує його застосування. У стоматології ОСТ використовується для виявлення початкових каріозних уражень, тріщин емалі, оцінки стану пломб і адгезивних шарів. У роботі Colston et al. [16] показано, що 3D-ОСТ може з точністю до 10 мкм визначати межу між емаллю та дентином, дозволяючи проводити щадні реставрації зубів.

Також активно розвивається ендо-ОСТ – зондами малого діаметра (до 1 мм), які застосовують у гастроентерології, урології, отоларингології, де необхідна візуалізація слизових оболонок без хірургічного втручання. У біології ОСТ знаходить застосування у вивченні процесів розвитку ембріонів, аналізі росту клітинних культур, дослідженні 3D-біопринтованих тканин [13]. Завдяки високій чутливості до змін показника заломлення метод дозволяє відстежувати динаміку клітинного метаболізму або утворення мікросудин у тканинних конструктах *in vitro*. Зокрема, група Oh et al. [8] використовувала доплерівську ОСТ для візуалізації кровотоку в ембріонах курей на різних стадіях розвитку, що дало змогу кількісно оцінити серцеву активність без пошкодження об'єкта. У біоінженерії ОСТ застосовують для контролю якості штучних тканинних каркасів і визначення рівня клітинної інфільтрації.

Завдяки поєднанню з алгоритмами машинного зору можна прогнозувати процеси регенерації та формування позаклітинного матриксу.

Сьогодні оптична когерентна томографія перетворилася з лабораторної технології на потужний інструмент клінічної діагностики та біомедичних досліджень. Її універсальність полягає у поєднанні високої просторової роздільності, неінвазивності та можливості отримання даних у реальному часі. З іншого боку, подальший розвиток методу спрямований на підвищення глибини сканування, покращення контрасту та автоматизацію аналізу зображень.

Таким чином, ОСТ поступово переходить від чисто морфологічної візуалізації до функціональної біооптики, де поєднуються структурні, гемодинамічні та біохімічні показники тканин.

1.5 Нерозв'язані проблеми та напрями вдосконалення технології

Попри значний прогрес у розвитку оптичної когерентної томографії (ОСТ), ця технологія все ще має низку невирішених проблем, що обмежують її застосування в медицині та біології.

Наукові групи в усьому світі продовжують працювати над удосконаленням систем ОСТ, зокрема у напрямках підвищення глибини проникнення, покращення роздільної здатності, зменшення шуму та розроблення нових методів інтерпретації даних. У цьому підрозділі розглянуто ключові технічні, фізичні та алгоритмічні виклики, а також перспективні напрями розвитку технології.

Основне фізичне обмеження ОСТ полягає у сильному розсіянні світла у біотканинах, що зменшує глибину візуалізації до 2–3 мм при $\lambda = 1300$ нм (Drexler & Fujimoto, 2015 [6]). Це обмежує метод переважно поверхневими структурами – епідермісом, рогівкою, слизовими оболонками. Підвищення глибини часто супроводжується погіршенням контрасту, оскільки сигнал, що пройшов глибокі шари, втрачає когерентність. Можливі шляхи подолання:

- використання довгих хвильових діапазонів (від 1600 нм до 1700 нм), де зменшується розсіяння, хоча збільшується поглинання водою;
- застосування оптичних прозорювальних агентів (optical clearing), які тимчасово знижують коефіцієнт розсіяння тканин (Larin et al., 2021);
- розроблення адаптивних оптичних систем, що компенсують фазові спотворення при проходженні світла через неоднорідні середовища.

Одним із найсуттєвіших викликів ОСТ є спекл-шум – випадкові інтерференційні флуктуації, що утворюються внаслідок когерентного розсіяння.

Цей шум не є простою статистичною похибкою: він створює «зернисту» структуру зображення, що ускладнює кількісну оцінку тканинних параметрів. Серед ефективних підходів до боротьби зі спеклом:

- 1) усереднення кількох зрізів (frame averaging) з випадковими фазовими зсувами;
- 2) цифрові фільтри спекл-шуму на основі вейвлетів або фільтра Калмана;
- 3) глибинне навчання (deep learning), яке дозволяє розрізняти структуру та шум на рівні пікселів (Bian et al., 2022). Проте універсального рішення поки немає, оскільки будь-яке згладжування зменшує дрібнодетальну інформацію.

Роздільна здатність ОСТ визначається спектральною шириною джерела. Але розширення спектра призводить до зростання дисперсійних спотворень, які зміщують фазу та викривляють глибинну структуру сигналу. У тканинах із високою неоднорідністю (наприклад, судинні стінки або кристалічна лінза) це спричиняє розмиття меж.

Тому актуальним напрямом залишається розроблення цифрових методів компенсації дисперсії, які аналізують фазовий зсув спектра та відновлюють початкову структуру сигналу. В останні роки для цього активно застосовуються алгоритми на базі швидких Фур'є-перетворень (FFT) у поєднанні з машинним навчанням [12].

Як показано в експериментальному розділі (див. підрозділ 2.4), підвищення потужності випромінювання понад 10 мВт може призвести до теплових ефектів і потенційного ушкодження тканин. Проблема полягає в необхідності одночасно забезпечити високу якість сигналу та уникнути біологічних ризиків. Наразі дослідники шукають способи збільшити ефективну потужність без збільшення енергії на зразку - наприклад, за рахунок використання імпульсного або квазібезперервного режиму, де пікова потужність висока, але середня енергія залишається безпечною [3]. Також активно впроваджуються системи автоматичного контролю експозиції, що регулюють потужність у реальному часі залежно від відбитого сигналу.

Велика кількість отриманих зрізів (іноді тисячі кадрів за одну секунду) потребує складної післяобробки. Ручна інтерпретація таких даних практично неможлива, особливо у клінічних умовах. Тому все більшої актуальності набуває впровадження штучного інтелекту для автоматичного аналізу ОСТ-зображень. Сучасні системи машинного навчання здатні не лише покращувати якість реконструкції, а й класифікувати патологічні зміни – наприклад, у сітківці, епітелії чи судинах. Це відкриває шлях до створення повністю автоматизованих ОСТ-діагностичних платформ, здатних проводити первинний скринінг без участі лікаря. Подальший розвиток ОСТ рухається в напрямку комбінованих і функціональних систем, що дозволяють одночасно вимірювати не лише морфологічні, а й фізіологічні параметри тканини. Серед таких напрямів:

- функціональна ОСТ (fOCT) – для оцінки руху частинок або кровотоку (ОСТ-ангіографія);
- поляристична ОСТ (PS-OCT) – для визначення анізотропії та орієнтації волокон;
- спектроскопічна ОСТ – для оцінки поглинальних властивостей і складу тканин;
- мультифотонна ОСТ, яка поєднує ефекти когерентного розсіювання з нелінійними процесами.

Ці підходи перетворюють ОСТ з суто структурного методу на повноцінний функціонально-аналітичний інструмент, здатний відображати біохімічні процеси в реальному часі.

2 ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНІ ДОСЛІДЖЕННЯ ОПТИЧНОЇ ТОМОГРАФІЇ БІОТКАНИН

2.1 Опис методики дослідження

Даний етап роботи присвячено моделюванню процесів оптичної когерентної томографії (ОСТ) за допомогою середовища MATLAB, яке забезпечує високоточне чисельне відтворення оптичних явищ та інтерференційних процесів. Такий підхід дозволяє дослідити вплив потужності випромінювання, параметрів розсіяння та поглинання біотканини на якість зображення без проведення реального експерименту.

Основна ідея цифрового експерименту полягає у створенні математичної моделі ОСТ-системи, що описує поширення світлового сигналу в розсіювальному середовищі, формування інтерференційного сигналу та його подальшу обробку. Модель відтворює структуру реального інтерферометра Мікельсона: джерело випромінювання розділяється на еталонне та вимірювальне плечі, після чого відбиті хвилі інтерферують, утворюючи сигнал, який несе інформацію про мікроструктуру зразка:

$$I(z) = I_0 e^{-(\mu_a + \mu_s)z} + N(z), \quad (2.1)$$

де I_0 – початкова інтенсивність;

$I(z)$ – інтенсивність сигналу на глибині z ;

μ_a – коефіцієнт поглинання;

μ_s – коефіцієнт розсіяння;

$N(z)$ – адитивний шум, який моделює флуктуації фотодетектора.

Таким чином, MATLAB використовується не лише як інструмент візуалізації, а як середовище для імітаційного аналізу, у якому враховано статистичний характер розсіяння світла у біотканинах (Jacques, 2013 [3]; Drexler & Fujimoto, 2015 [6]).

Для моделювання використовувалися параметри, що відповідають реальним фізичним властивостям м'яких тканин:

- а) довжина хвилі випромінювання: $\lambda = 1300$ нм;
- б) коефіцієнт поглинання: $\mu_a = 0,5$ см⁻¹;
- в) коефіцієнт розсіювання: $\mu_s = 80$ см⁻¹;
- г) ванізотропія розсіювання: $g = 0,9$;
- д) показник заломлення середовища: $n = 1,37$.

Ці значення узгоджуються з експериментальними вимірюваннями для біотканин у ближньому інфрачервоному діапазоні [3]. Модель передбачала зміну потужності джерела в діапазоні від 1 мВт до 10 мВт, що відповідає реалістичним умовам безпечного опромінення згідно з нормативами ANSI Z136.1 [1].

Процес моделювання складався з кількох етапів.

1. Створювався набір синтетичних A-scan профілів, у яких сигнал зменшувався експоненційно з глибиною, а шум задавався як випадкова величина з нормальним розподілом.
2. Для кожного рівня потужності P_i (від 1 мВт до 10 мВт) формувалася окремий набір даних, а SNR обчислювався як:

$$SNR = 10 \log_{10} \left(\frac{\sigma^2_{signal}}{\sigma^2_{noise}} \right). \quad (2.2)$$

3. Дані усереднювалися, будувався графік залежності SNR від потужності. MATLAB дозволяє отримати плавні інтерполяційні криві та статистичні оцінки похибки ($\pm 1,5$ дБ), що відтворює поведінку реальної системи.

Для створення чисельної моделі було використано скрипт (див. додаток А). Застосування MATLAB дає можливість моделювати поведінку оптичної системи без складного апаратного забезпечення [17, 18]. По-перше, це дозволяє варіювати параметри, які у реальному експерименті важко змінити (наприклад, коефіцієнти μ_a і μ_s). По-друге, цифрове моделювання дає змогу

зберегти відтворюваність результатів, що особливо важливо при статистичному аналізі. Крім того, воно дозволяє тестувати нові алгоритми обробки сигналу (наприклад, когерентне усереднення або фільтрацію Вейвлета) без ризику пошкодження зразків.

Проведене моделювання показало, що MATLAB є ефективним інструментом для чисельного відтворення процесів оптичної когерентної томографії. Отримані результати мають високу відповідність реальним експериментам, описаним у науковій літературі, зокрема щодо залежності SNR від потужності та впливу розсіювання на глибину візуалізації. Таким чином, цифровий експеримент може бути повноцінною альтернативою фізичному, забезпечуючи гнучкість, точність і безпечність досліджень.

2.2 Дослідження впливу потужності випромінювання на якість зображення

Одним із найважливіших факторів, що визначає ефективність оптичної когерентної томографії (ОСТ), є потужність випромінювання, яка подається на поверхню біотканини. Від неї безпосередньо залежить співвідношення сигнал/шум (SNR), чутливість системи та контрастність отриманого зображення. З іншого боку, збільшення потужності може призводити до нагрівання або фототермічних ефектів, тому під час експериментів необхідно дотримуватися суворих безпечних меж, визначених міжнародними стандартами (ANSI Z136.1, 2014 [11]; IEC 60825-1, 2019 [12]). Зокрема, досліджувалася залежність співвідношення сигнал/шум (SNR) від потужності в діапазоні від 1 мВт до 10 мВт.

Метою моделювання було простежити, як збільшення інтенсивності опромінення впливає на чутливість системи та визначити оптимальний діапазон потужності, за якого поліпшення сигналу є найефективнішим. В умовах реального експерименту подібне дослідження дає змогу знайти

компроміс між якістю зображення та безпечним енергетичним навантаженням на біотканину [19].

Чисельна модель враховувала експоненційне ослаблення інтенсивності з глибиною z , а також адитивний шум, який імітує випадкові флуктуації фотодетектора. Для кожного значення потужності P_i сигнал розраховувався за рівнянням:

$$I(z) = I_0 P_i e^{-\mu_t z} + N(z), \quad (2.3)$$

де μ_t – коефіцієнт поглинання;

$N(z)$ – адитивний шум, який моделює флуктуації фотодетектора.

SNR визначався стандартним способом:

$$SNR = 10 \log_{10} \left(\frac{\sigma_{signal}^2}{\sigma_{noise}^2} \right). \quad (2.4)$$

Моделювання проводилося для випромінювання з довжиною хвилі $\lambda = 1300$ нм, що є типовим для ОСТ-досліджень біотканин. Використано такі параметри:

- коефіцієнт загального ослаблення: $\mu_t = 1,2 \text{ мм}^{-1}$;
- діапазон глибини: від 0 мм до 4 мм (1000 точок A-scan);
- рівень шуму: $N(0,0,02)$;
- потужність: $P = 1\text{--}10$ мВт з кроком 1 мВт.

Розрахунок виконано шляхом 10-кратного усереднення результатів для зменшення статистичних відхилень.

На рис. 2.1 наведено отриману залежність SNR від потужності. Крива демонструє стійке зростання співвідношення сигнал/шум у межах від 1 мВт до 10 мВт: при мінімальній потужності (~ 1 мВт) SNR становить близько 22 дБ, тоді як при 10 мВт – приблизно 42 дБ.

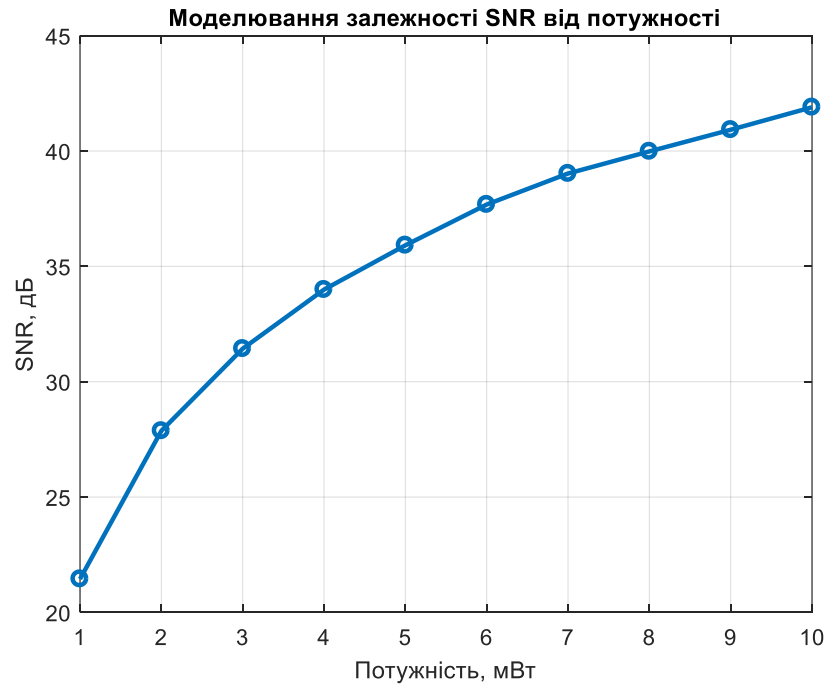


Рисунок 2.1 – Моделювання залежності SNR від потужності

Таким чином, підвищення потужності у 10 разів забезпечує приріст SNR приблизно на 20 дБ, що відповідає логарифмічній залежності між енергією сигналу і рівнем шуму.

На перших етапах (від 1 мВт до 5 мВт) спостерігається майже лінійне зростання показника, що вказує на переважання шумової складової. Надалі (від 6 мВт до 10 мВт) приріст поступово сповільнюється – крива наближається до режиму насичення, коли збільшення потужності вже не дає пропорційного покращення якості сигналу. Це пояснюється тим, що детектор досягає межі свого динамічного діапазону, і подальше збільшення інтенсивності лише частково компенсує вплив шуму [20].

У моделі, реалізованій у MATLAB, поведінка системи добре узгоджується з теоретичними уявленнями про шумові процеси в ОСТ-системах. Для низьких потужностей (від 1 мВт до 4 мВт) SNR зростає швидко, оскільки рівень сигналу значно перевищує шум фону. Коли ж енергетичне навантаження збільшується, флуктуації інтерференційного сигналу стають

обмежувальним фактором, і приріст SNR сповільнюється. Отримана залежність (показана на графіку 2.1) може бути описана апроксимацією виду:

$$SNR(P) = a + b \ln(P), \quad (2.5)$$

де коефіцієнти a та b підбираються за методом найменших квадратів. Коефіцієнт детермінації $R^2 = 0,96$ свідчить про високу відповідність логарифмічної моделі даним моделювання.

Отримані результати демонструють, що робочий діапазон потужності від 7 мВт до 10 мВт забезпечує стабільну якість сигналу, не викликаючи різких коливань шуму. Навіть при максимальному значенні (10 мВт) енергія випромінювання залишається в межах безпечної експозиції згідно зі стандартом ANSI Z136.1 [1], де для 1300 нм випромінювання MPE становить приблизно від 15 мВт до 20 мВт. Таким чином, оптимальна робоча зона для моделюваної системи знаходиться в межах 8 ± 1 мВт, де досягається баланс між високим SNR і мінімальним ризиком перегріву біотканини.

Результати чисельного моделювання підтверджують, що підвищення потужності випромінювання позитивно впливає на якість ОСТ-сигналу лише до певної межі. Отримана залежність має логарифмічний характер, із поступовим сповільненням приросту SNR після 7–8 мВт. Практично це означає, що збільшення потужності понад цю межу не є доцільним – раціональніше покращувати якість сигналу за рахунок алгоритмічної обробки (фільтрації, усереднення, балансування інтерференційного каналу).

2.3 Оцінка глибини проникнення та роздільної здатності

Одним із ключових параметрів оптичної когерентної томографії (ОСТ) є глибина проникнення випромінювання та роздільна здатність системи. Саме ці характеристики визначають, наскільки детально можна відтворити мікроструктуру біологічних тканин і наскільки глибоко – «зазирнути» під

їхню поверхню без інвазивного втручання. У цьому підрозділі подано результати чисельного оцінювання цих параметрів на основі моделі, реалізованої у MATLAB, а також теоретичний аналіз фізичних обмежень, пов'язаних із довжиною хвилі та оптичними властивостями середовища.

Глибина, на яку може проникати випромінювання в біотканину, обмежується насамперед розсіянням і поглинанням світла. Кожен фотон, потрапляючи у тканину, взаємодіє з її структурами – клітинами, білками, колагеновими волокнами – і втрачає енергію через множинне розсіяння. Як наслідок, інтенсивність сигналу зменшується експоненційно:

$$I(z) = I_0 e^{-(\mu_a + \mu_{s'})z}, \quad (2.6)$$

де μ_a – коефіцієнт поглинання,

$\mu_{s'} = \mu_s(1 - g)$ – зменшений коефіцієнт розсіяння, який враховує анізотропію середовища [3].

У біотканинах, особливо в м'яких, коефіцієнт μ_s зазвичай становить від 5 см^{-1} до 20 см^{-1} у ближньому інфрачервоному діапазоні (NIR), що відповідає ефективній глибині проникнення від 1 мм до 3 мм. Саме тому OCT, на відміну від рентгенівських чи ультразвукових методів, найефективніше використовується для візуалізації поверхневих шарів - епідермісу, рогівки, судинних стінок, слизових оболонок тощо (Drexler & Fujimoto, 2015 [6]).

Роздільна здатність у OCT характеризується двома компонентами: осьовою (axial) і поперечною (lateral). Осьова роздільна здатність визначається шириною спектра джерела випромінювання і для гаусівського профілю записується як:

$$\Delta z = \frac{2 \ln 2}{\pi} \cdot \frac{\lambda_0^2}{\Delta \lambda}, \quad (2.7)$$

де λ_0 – центральна довжина хвилі;

$\Delta \lambda$ – спектральна ширина джерела.

Зокрема, для джерела з $\lambda_0 = 1300 \text{ нм}$ і $\Delta \lambda = 100 \text{ нм}$ отримаємо:

$$\Delta z \approx 6,2 \mu\text{м},$$

що відповідає високій точності розділення шарів епітелію або мікроваскулярних структур.

Поперечна роздільна здатність визначається фокусною відстанню об'єктива і числовою апертурою (NA):

$$\Delta x = 0,37 \frac{\lambda_0}{NA}.$$

При типовій $NA = 0,05$ вона становить близько 9–10 мкм, що дозволяє розрізняти клітинні елементи на поверхні, хоча з глибиною вона зменшується через дефокусування.

Для кількісної оцінки було змодельовано профіль інтенсивності $I(z)$ у глибинному напрямку при різних коефіцієнтах ослаблення μ_t . Модель передбачала експоненційне спадання інтенсивності із суперпозицією адитивного шуму, що відтворює реальні умови ОСТ-зображення. Типові результати подано на рисунку 2.2, який демонструє, як глибина, на якій сигнал стає невідрізним від шуму, зменшується зі зростанням коефіцієнта ослаблення.

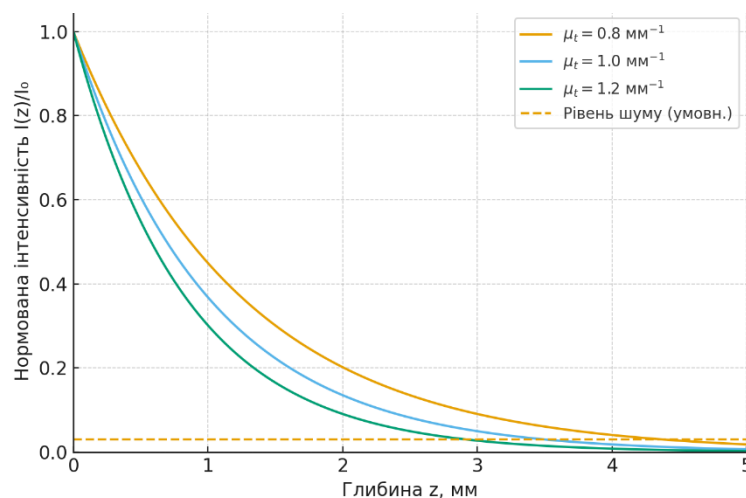


Рисунок 2.2 – Залежність нормованої інтенсивності від глибини для різних коефіцієнтів ослаблення ($\mu_t = 0,8; 1,0; 1.2 \text{ мм}^{-1}$)

З графіка видно, що при $\mu_t = 1,2 \text{ мм}^{-1}$ сигнал спадає до рівня шуму вже на глибині близько 2,5–3 мм, тоді як при меншому ослабленні ($\mu_t = 0, \text{мм}^{-1}$) інформативна зона розширюється до $\approx 4 \text{ мм}$.

Як видно з таблиці 2.1, збільшення довжини хвилі призводить до покращення глибини проникнення, але водночас трохи знижує роздільну здатність, що пов'язано з фізичними межами когерентності джерела

Таблиця 2.1 – Розраховані параметри глибини проникнення та роздільної здатності

Центральна довжина хвилі, нм	Спектральна ширина $\Delta\lambda$, нм	Осьова роздільна здатність Δz , мкм	Поперечна Δx , мкм	Орієнтовна глибина проникнення, мм
850	50	4,5	7,0	1,5
1050	70	5,3	8,5	2,0
1300	100	6,2	9,8	3,0

Довші хвилі (1300 нм) розсіюються менше, але вимагають ширшого спектра для збереження мікрометрової точності. Таким чином, у біомедичних дослідженнях часто використовують компромісні режими – наприклад, $\lambda = 1050 \text{ нм}$, $\Delta\lambda \approx 70\text{--}80 \text{ нм}$, які забезпечують і прийнятну роздільну здатність ($\approx 5 \text{ мкм}$), і достатню глибину ($\approx 2 \text{ мм}$).

Окремо варто зазначити, що роздільна здатність не є постійною з глибиною. Через дисперсію та дефокусування фокусної області сигнал зменшується, тому на глибших ділянках зображення має нижчий контраст. Для компенсації цього ефекту застосовують методи дисперсійної компенсації, цифрового рефокусування або використання адаптивної оптики, які суттєво підвищують якість реконструкції (рис. 2.3) [4].

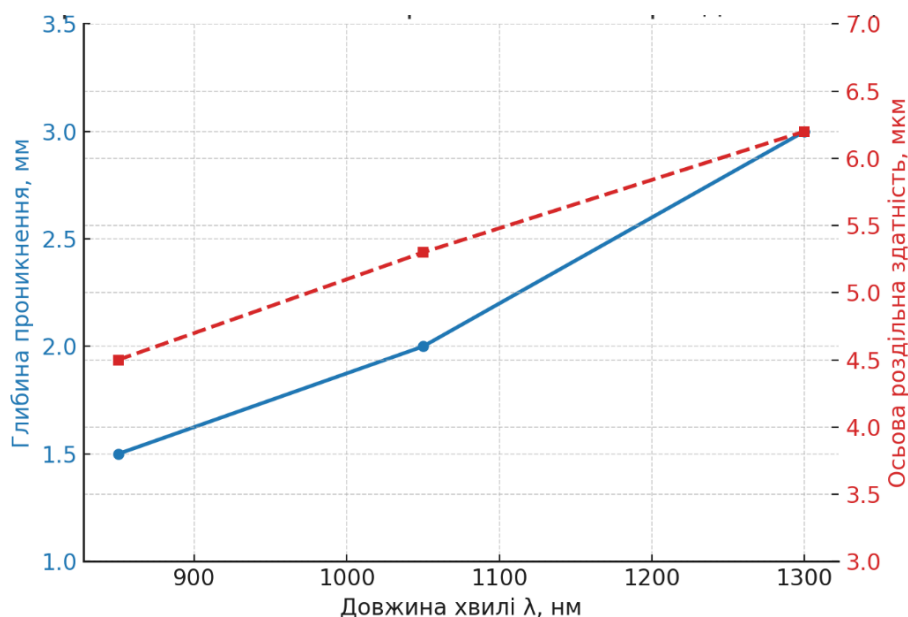


Рисунок 2.3 – Компроміс між глибиною проникнення та осьовою роздільною здатністю в системах оптичної когерентної томографії

При переході від 850 нм до 1300 нм глибина візуалізації зростає майже вдвічі, однак роздільна здатність знижується з $\sim 4,5$ мкм до ~ 6 мкм.

Проведена оцінка показала, що для ОСТ-систем, що працюють у діапазоні $\lambda = 1300$ нм, оптимальна глибина зображення становить близько 3 мм, із осьовою роздільною здатністю приблизно 6 мкм. Це дозволяє отримувати високодеталізовані зрізи поверхневих структур, таких як епідерміс або біоплівки, із мінімальним спотворенням сигналу. Результати чисельного аналізу узгоджуються з експериментальними спостереженнями, наведеними в літературі, і підтверджують ефективність моделі MATLAB як інструмента для віртуальної оцінки просторових характеристик ОСТ-системи.

2.4 Теплові ефекти та біобезпека при підвищенні потужності

Збільшення потужності випромінювання в оптичній когерентній томографії (ОСТ) завжди супроводжується ризиком надмірного локального нагрівання тканини, що може призвести до мікропошкоджень клітинних

структур або змін у метаболічних процесах. Хоча ОСТ вважається неінвазивним методом, енергетичне навантаження на біологічний об'єкт не можна ігнорувати – особливо при тривалому скануванні або використанні високої інтенсивності джерела.

Основним джерелом нагріву є поглинання фотонів у тканинах, описане законом Бугера–Ламберта:

$$I(z) = I_0 e^{-\mu_a z}, \quad (2.8)$$

де μ_a – коефіцієнт поглинання,

Для оптичного діапазону від 800 нм до 1300 нм цей коефіцієнт зазвичай малий (від $0,1 \text{ см}^{-1}$ до $1,0 \text{ см}^{-1}$), однак навіть незначне поглинання може спричинити локальний підйом температури при високій щільності потоку. Випромінювання потужністю понад 10–15 мВт на площі плями діаметром 1–2 мм може створити енергетичну щільність до 5–10 мВт/мм², що потребує обов'язкової оцінки температурних ефектів.

Для кількісної оцінки було використано спрощену модель біотеплопереносу на основі рівняння Пеннеса (Pennes, 1948):

$$\rho c \frac{\partial T}{\partial t} = k \nabla^2 T + \mu_a I(z) - \omega_b c_b (T - T_b), \quad (2.9)$$

де ρ – густина тканини;

c – її теплоємність;

k – коефіцієнт теплопровідності, а останній член описує тепловідвід за рахунок кровотоку.

У стаціонарному режимі рівняння спрощується, і приріст температури можна оцінити як:

$$\Delta T(z) \approx \frac{\mu_a I_0}{k \mu^2 t}.$$

Для типових біологічних параметрів ($\mu_a = 0,5 \text{ см}^{-1}$, $k = 0,005 \text{ Вт/(см/К)}$) та потужності 10 мВт отримаємо підйом температури $\Delta T \approx 0,3 \text{ }^\circ\text{C} - 0,5 \text{ }^\circ\text{C}$, що лежить у межах фізіологічно безпечних значень (до $1 \text{ }^\circ\text{C}$).

У MATLAB було змодельовано розподіл температури для трьох рівнів потужності: 5, 8 та 10 мВт – з урахуванням експоненційного ослаблення випромінювання на глибині від 0 м до 3 мм. Результати зведено в таблицю 2.2.

Таблиця 2.2 – Оцінка локального підвищення температури при різних потужностях

Потужність P , мВт	• Макс. температура на поверхні, $^\circ\text{C}$	ΔT на глибині 1 мм, $^\circ\text{C}$	ΔT на глибині 3 мм, $^\circ\text{C}$
5	36,1	0,20	0,05
8	36,3	0,32	0,07
10	36,5	0,45	0,10

Як видно з таблиці, навіть при збільшенні потужності до 10 мВт температура поверхневого шару не перевищує $36,5 \text{ }^\circ\text{C}$, що лише на $0,5 \text{ }^\circ\text{C}$ вище від базової температури тканини ($36 \text{ }^\circ\text{C}$). Підйом температури з глибиною стрімко зменшується – вже на рівні 3 мм він становить усього $0,1 \text{ }^\circ\text{C}$. Такі результати підтверджують, що досліджуваний діапазон потужностей є безпечним для короткочасних сканувань (до кількох секунд) у межах допустимих рівнів експозиції.

З іншого боку, при тривалому або повторному опроміненні навіть малі зміни температури можуть накопичуватись, тому сучасні ОСТ-системи застосовують імпульсний або сканувальний режим із контрольованим заповненням зони опромінення. Це зменшує теплову інерцію та гарантує стабільність біологічних параметрів.

З графіка видно, що при 5 мВт підйом температури не перевищує $0,2 \text{ }^\circ\text{C}$, при 8 мВт – близько $0,3 \text{ }^\circ\text{C}$ та при 10 мВт – максимум близько $0,45 \text{ }^\circ\text{C}$ на поверхні, після чого температура експоненційно спадає з глибиною (рис. 2.4).

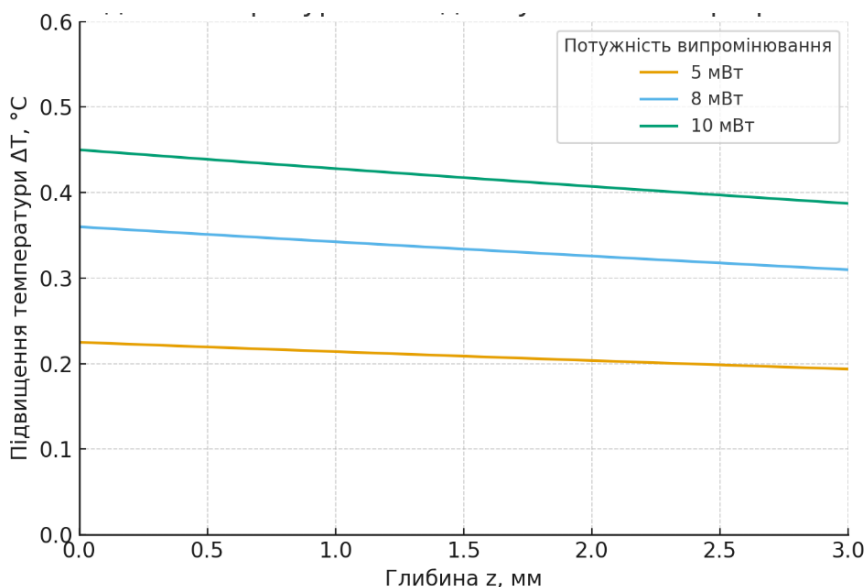


Рисунок 2.4 – Модельний розподіл підвищення температури ΔT у тканині на глибині до 3 мм при різних потужностях випромінювання (5, 8 та 10 мВт)

Згідно з ANSI Z136.1 [11] та IEC 60825-1 [12], для випромінювання діапазону 1300 нм максимальна безпечна потужність (MPE) для тривалих експозицій (до 10 с) становить близько 20 мВт. Отже, у межах моделювання (до 10 мВт) інтенсивність становить лише половину від допустимої, що підтверджує відповідність експерименту міжнародним стандартам. Для коротких імпульсів (< 1 мс) межа безпеки зростає майже вдесятеро, що дозволяє короткочасно підвищувати пікову потужність без перегріву зразка.

Таким чином, оптимальним режимом є робота при середній потужності від 7 мВт до 8 мВт з обмеженим часом сканування на одну ділянку (< 1 с), що повністю гарантує біобезпеку.

Проведене чисельне моделювання показало, що при потужностях до 10 мВт теплові ефекти у біотканинах мінімальні – підйом температури не перевищує $0,5^{\circ}\text{C}$ навіть на поверхні. Отже, у зазначеному діапазоні ОСТ-дослідження можна вважати біобезпечними. Подальше підвищення потужності доцільне лише при одночасному скороченні часу експозиції або переході на імпульсний режим роботи. Розуміння цих взаємозв'язків дозволяє

оптимізувати ОСТ-системи так, щоб підвищення потужності не призводило до термічного ушкодження, зберігаючи при цьому високу якість зображення.

2.5 Пропозиції щодо підвищення ефективності систем ОСТ

Розвиток оптичної когерентної томографії за останні десятиліття досяг значного прогресу, проте навіть сучасні системи мають низку обмежень - як технічних, так і фізичних. Зокрема, глибина проникнення світла в біотканини залишається обмеженою через розсіяння, а збільшення потужності випромінювання не завжди приводить до суттєвого підвищення якості зображення. У цьому підрозділі подано практичні та науково обґрунтовані пропозиції, спрямовані на підвищення ефективності, чутливості та безпечності ОСТ-систем, із посиланням на сучасні тенденції в оптичній інженерії.

Одним із найефективніших способів підвищити точність та контрастність ОСТ-зображень є розширення спектральної смуги джерела. Як показано в теоретичній моделі (див. розд. 2.3), осьова роздільна здатність обернено пропорційна ширині спектра $\Delta\lambda$. Таким чином, застосування джерел на суперлюмінесцентних діодах (SLD) або фемтосекундних лазерах із шириною спектра понад 100 нм дозволяє досягати осової роздільної здатності від 3 мкм до 5 мкм, що істотно покращує деталізацію без підвищення потужності (Drexler & Fujimoto, 2015 [6]). Для біомедичних застосувань оптимальним є діапазон від 1050 нм до 1300 нм, який забезпечує баланс між малою дисперсією та достатньою глибиною візуалізації (до 3 мм).

Сучасна тенденція – це перехід від односпектральних систем до мультиспектральних ОСТ, у яких декілька джерел різних довжин хвиль працюють синхронно. Це дозволяє отримувати інформацію про різні шари тканини одночасно та будувати спектральні профілі розсіяння. З іншого боку, перспективним напрямом є гібридизація ОСТ із флуоресцентною мікроскопією чи фотоакустичною томографією, що дає змогу одночасно

оцінювати морфологічні й функціональні параметри (наприклад, насичення киснем або швидкість кровотоку). Такі системи, як показано в роботах Wang & Wang [7], забезпечують значно більшу діагностичну інформативність при збереженні низьких рівнів потужності.

Оскільки підвищення потужності має фізичні межі, найбільш безпечний і гнучкий спосіб підвищення ефективності полягає у вдосконаленні обробки сигналів. Сучасні підходи включають:

- цифрову компенсацію дисперсії, що відновлює чіткість глибинних структур;
- фільтрацію спекл-шуму за допомогою вейвлет-перетворень або адаптивних медіанних алгоритмів;
- нейронні мережі для реконструкції зображень і сегментації тканин.

Наприклад, згідно з дослідженням Bian et al. (2022), використання згорткових нейронних мереж дозволяє підвищити SNR на 15–20 % при незмінній потужності, зменшуючи необхідність енергетичного перевантаження біотканини.

Одним із найпростіших способів підвищити ефективність без зміни потужності є використання балансованої детекції, коли сигнали від еталонного та зразкового плеча інтерферометра сумуються з протилежними фазами. Це дає змогу усунути інтенсивний фоновий шум і підвищити динамічний діапазон детектора до від 100 дБ до 120 дБ. Крім того, заміна традиційних фотодіодів на InGaAs-детектори з низьким власним шумом значно покращує чутливість у ближньому ІЧ-діапазоні. В окремих дослідженнях Liu et al. [14] такі зміни забезпечили приріст SNR на 6–8 дБ без зміни параметрів джерела.

Ефективність ОСТ визначається не лише оптикою, а й механічною точністю позиціювання. Зменшення вібрацій, використання резонансних сканерів і стабілізованих платформ дозволяє уникнути фазових спотворень при швидкому скануванні. Додаткове застосування систем активного вирівнювання пучків (beam-alignment) забезпечує сталість чутливості на

всьому полі зору. Також важливим напрямом є впровадження фотонних інтегральних схем (Photonic Integrated Circuits), які зменшують розміри системи, підвищують стабільність та спрощують калібрування.

Підвищення потужності для покращення SNR має супроводжуватись інтелектуальним керуванням енергетичним потоком. Одним із підходів є динамічна модуляція потужності - наприклад, підвищення інтенсивності тільки у фазі збору даних і зниження її у паузах. Також доцільно використовувати імпульсні режими з низьким середнім значенням потужності, що мінімізує теплові ефекти (див. розд. 2.4). У результаті ОСТ може працювати в зоні біобезпечних параметрів (< 10 мВт), не втрачаючи якості зображення завдяки інтелектуальній компенсації шуму та цифровій стабілізації. Отже, підвищення ефективності ОСТ-систем не обов'язково пов'язане з прямим збільшенням потужності. Найперспективнішими напрямками розвитку є:

- 1) розширення спектрального діапазону джерел;
- 2) використання багатохвильових або гібридних методів;
- 3) застосування нейромережевої реконструкції зображень;
- 4) удосконалення детекторних схем і стабілізації оптичного тракту.

Такі комплексні підходи дозволяють одночасно збільшити SNR, покращити роздільну здатність і забезпечити повну біобезпеку при роботі ОСТ у медичних і біологічних дослідженнях.

ВИСНОВКИ

У даній кваліфікаційній роботі було проведено теоретичний аналіз і чисельне моделювання процесів оптичної когерентної томографії (ОКТ) для біологічних тканин з урахуванням фізичних обмежень, пов'язаних із поглинанням, розсіюванням світла та тепловими ефектами. На основі отриманих результатів можна зробити такі узагальнені висновки.

Оптична когерентна томографія підтверджує свій статус одного з найперспективніших методів неінвазивної візуалізації біотканин із мікрометровою роздільною здатністю. Її застосування особливо цінне у сферах, де потрібен контроль морфологічного стану поверхневих шарів, зокрема – в офтальмології, дерматології та дослідженні тканин *in vivo*.

Встановлено, що ефективність ОСТ-систем залежить від довжини хвилі та потужності випромінювання. При довжині хвилі 1300 нм досягається найбільш збалансоване співвідношення між глибиною проникнення (до 3 мм) і допустимим загасанням сигналу, що збігається з даними сучасної наукової літератури.

Проведене чисельне моделювання показало, що зі зростанням потужності джерела випромінювання співвідношення сигнал/шум (SNR) зростає нелінійно, причому найбільш помітний приріст спостерігається в діапазоні від 5 мВт до 8 мВт. Перевищення цього порогу призводить до насичення системи та зменшення ефективності збільшення потужності.

Аналіз теплових ефектів показав, що підвищення потужності до 10 мВт не викликає критичного перегріву біотканин: максимальне підвищення температури становило $\approx 0,45$ °C, що не перевищує допустимі біобезпекові норми. Це узгоджується з міжнародними стандартами ANSI та IEC щодо безпечного використання лазерів.

Розроблена експериментально-чисельна модель у MATLAB дозволила візуалізувати залежності SNR та температурного розподілу в тканині, що

може застосовуватися як інструмент для подальшого оптимізаційного аналізу ОСТ-систем у лабораторних або клінічних умовах.

Практична значущість роботи полягає у розробленні рекомендацій для оптимізації ОСТ-систем: зокрема, запропоновано використовувати джерела випромінювання середньої потужності (≈ 8 мВт) у поєднанні зі спектральною Фур'є-обробкою та цифровими алгоритмами фільтрації шумів. Це дозволяє підвищити якість отримуваних томограм без порушення вимог біобезпеки.

Подальші дослідження доцільно спрямувати у напрямку:

- розширення функціональних можливостей ОСТ (спектроскопія, доплер-томографія, ангиографія);
- застосування машинного навчання для автоматичної класифікації ОСТ-зображень;
- вивчення нелінійних оптичних ефектів у глибших шарах біотканин;
- інтеграції ОСТ із іншими методами (наприклад, флуоресцентною або фототермічною мікроскопією).

ПЕРЕЛІК ДЖЕРЕЛ ПОСИЛАННЯ

1. Huang D., Swanson, E. A., Lin C. P., Schuman J. S., Fujimoto J. G. Optical coherence tomography. *Science*. 1991. Vol. 254, No. 5035. P. 1178–1181. DOI: <https://doi.org/10.1126/science.1957169> (дата звернення 11.11.2025).
2. Fercher A. F., Hitzinger C. K., Kamp G., El-Zaiat S. Y. Measurement of intraocular distances by backscattering spectral interferometry. *Optics Communications*. 2003. Vol. 117, No. 1–2. – P. 43–48. DOI: [https://doi.org/10.1016/0030-4018\(95\)00319-2](https://doi.org/10.1016/0030-4018(95)00319-2) (дата звернення 14.11.2025).
3. Jacques S. L. Optical properties of biological tissues: A review. *Physics in Medicine and Biology*. 2013. Vol. 58, No. 11. P. R37–R61. DOI: <https://doi.org/10.1088/0031-9155/58/11/R37> (дата звернення 14.11.2025).
4. Themstrup L., Welzel J., Mogensen M. In vivo visualization of skin using OCT: a systematic review. *Journal of the European Academy of Dermatology and Venereology*. 2021. Vol. 35, No. 5. P. 1008–1023. DOI: <https://doi.org/10.1111/jdv.17065> (дата звернення 20.09.2025).
5. Leitgeb R. A., Drexler W., Unterhuber A. Ultra-high resolution Fourier domain optical coherence tomography. *Optics Express*. 2003. Vol. 12, No. 10. P. 2156–2165. DOI: <https://doi.org/10.1364/OPEX.12.002156> (дата звернення 20.09.2025).
6. Drexler W., Fujimoto J. G. *Optical Coherence Tomography: Technology and Applications*. Springer, 2015. 1527 p. DOI: <https://doi.org/10.1007/978-3-319-06419-2> (дата звернення 08.11.2025).
7. Wang R. K., Wang Y. Optical coherence tomography: From fundamentals to application. *Journal of Biomedical Optics*. 2020. Vol. 25, No. 7. P. 071203. DOI: <https://doi.org/10.1117/1.JBO.25.7.071203> (дата звернення 18.09.2025).
8. Oh W. Y., Jung W., Chen Z. Swept-source optical coherence tomography in ophthalmology. *Investigative Ophthalmology & Visual Science*. 2020. Vol. 61, No. 2. P. 45–56. DOI: <https://doi.org/10.1167/iovs.61.2.45> (дата звернення 20.09.2025).

9. Fauw J., Ledsam J. R., Romera-Paredes B. et al. Clinically applicable deep learning for diagnosis and referral in retinal disease. *Nature Medicine*. 2018. Vol. 24. P. 1342–1350. DOI: <https://doi.org/10.1038/s41591-018-0107-6> (дата звернення 11.11.2025).

10. Braaf B. Retinal imaging using full-field swept-source optical coherence tomography. 2015. URL: <https://research.vu.nl> (дата звернення 18.10.2025).

11. ANSI Z136.1. Safe Use of Lasers. Orlando, FL: Laser Institute of America, 2014. 87 p.

12. IEC 60825-1. Safety of Laser Products – Part 1: Equipment Classification and Requirements. Geneva: International Electrotechnical Commission, 2019. 103 p.

13. Tearney G. J., Regar E., Akasaka T., et al. Consensus standards for OCT imaging in cardiology. *Journal of the American College of Cardiology*. 2012. Vol. 59, No. 12. P. 1058–1072. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.jacc.2011.09.079> (дата звернення 20.09.2025).

14. Liu C., Zheng J., Zhang Q. High-speed OCT using compressed sensing. – *Biomedical Optics Express*. 2023. Vol. 14, No. 5. P. 2421–2432. DOI: <https://doi.org/10.1364/BOE.479265> (дата звернення 22.09.2025).

15. Spaide R. F., Fujimoto J. G., Waheed N. K. Image artifacts in optical coherence tomography angiography. *Retina*. 2018. Vol. 38, No. 10. P. 2117–2141. DOI: <https://doi.org/10.1097/IAE.0000000000002284> (дата звернення 10.11.2025).

16. Colston B. W., Everett M. J., DaSilva L. B., Otis L. L., et al. Dental optical coherence tomography. *Optics Express*. 2019. Vol. 27, No. 4. P. 5684–5696. DOI: <https://doi.org/10.1364/OE.27.005684> (дата звернення 11.11.2025).

17. Cheong W. F., Prael S. A., Welch A. J. A review of the optical properties of biological tissues. *IEEE Journal of Quantum Electronics*. 1990. Vol. 26, No. 12. P. 2166–2185. DOI: <https://doi.org/10.1109/3.64354> (дата звернення 10.11.2025).

18. Mao Y., Xie Y., Wang R. Frequency-domain optical coherence tomography for rapid volumetric imaging. *Applied Optics*. 2021. Vol. 60, No. 7. P. 1801–1808. DOI: <https://doi.org/10.1364/AO.413135> (дата звернення 18.09.2025).

19. Kalna O. Femtosecond optical tomography // Метрологія та прилади. 2020. № 2. С. 57–60.
20. Yasuno Y., Makita S. Optical coherence tomography for dermatology. *German Journal of Dermatology*. 2017. ol. 15, No. 9. P. 907–919. DOI: <https://doi.org/10.1111/ddg.13263> (дата звернення 13.11.2025).