

Міністерство освіти і науки України
Харківський національний університет радіоелектроніки

Факультет Електронної та біомедичної інженерії
(повна назва)

Кафедра Мікроелектроніки, електронних приладів та пристроїв
(повна назва)

КВАЛІФІКАЦІЙНА РОБОТА Пояснювальна записка

Рівень вищої освіти другий (магістерський)

Дослідження системи біологічної ідентифікації пацієнта з використанням
напівпровідникового лазера ближнього ІЧ-діапазону
(тема)

Виконав:
здобувач 2 року навчання
групи МНПм-23-1

Ануфрієв В. В.
(прізвище, ініціали)

Спеціальність 176 – Мікро- та наносистемна
техніка
(код і повна назва спеціальності)

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

Освітня програма Мікро- та наноелектронні
прилади і пристрої
(повна назва освітньої програми)

Керівник проф. Бондаренко І. М.
(посада, прізвище, ініціали)

Допускається до захисту

Зав. кафедри _____
(підпис)

Бондаренко І. М.
(прізвище, ініціали)

2025 р.

Харківський національний університет радіоелектроніки

Факультет Електронної та біомедичної інженерії
(повна назва)

Кафедра Мікроелектроніки, електронних приладів та пристроїв
(повна назва)

Рівень вищої освіти другий (магістерський)

Спеціальність 176 – Мікро- та наносистемна техніка
(код і повна назва)

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

Освітня програма Мікро- та наноелектронні прилади і пристрої
(повна назва)

ЗАТВЕРДЖУЮ:

Зав. кафедри _____
(підпис)

« ____ » _____ 20 ____ р.

ЗАВДАННЯ НА КВАЛІФІКАЦІЙНУ РОБОТУ

здобувачеві Ануфрієву Валентину Валерійовичу
(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема роботи «Дослідження системи біологічної ідентифікації пацієнта з використанням напівпровідникового лазера ближнього ІЧ- діапазону»

затверджена наказом університету від 10 вересня 2024 р. № 951 Ст

2. Термін подання студентом роботи до екзаменаційної комісії _____ 20 ____ р.

3. Вихідні дані до роботи мікрокомп'ютер Raspberry Pi 4B, камера інфрачервона Raspberry Pi Camera Module v2 NoIR, модуль широтно-імпульсної модуляції PCA9685, світлодіоди інфрачервоні з довжиною хвилі від 880 нм та 940 нм, презентаційні матеріали

4. Перелік питань, що потрібно опрацювати в роботі _____

1) ознайомитись з моделюванням оптичного випромінювання, на основі методу Монте-Карло;

2) проаналізувати типову структуру шкіри людини та її оптичні параметри;

3) провести моделювання проходження інфрачервоного випромінювання через шкіру людини і кровеносні суди;

4) на основі отриманих результатів, провести модифікацію сканеру венозного рисунку долоні.

5. Перелік графічного матеріалу із зазначенням креслеників, схем, плакатів, комп'ютерних ілюстрацій (п.5 включається до завдання за рішенням випускової кафедри)

слайд-презентація, схема електрична принципова,

КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

| № | Назва етапів роботи | Терміни виконання етапів роботи | Примітка |
|---|-----------------------------------|---------------------------------|----------|
| 1 | Аналіз технічного завдання | 11.09.2024 | |
| 2 | Аналітичний огляд джерел | 16.09.2024 | |
| 3 | Вибір конструкції приладу, збірка | 02.11.2024 | |
| 4 | Розробка та написання програми | 12.11.2024 | |
| 5 | Оформлення креслеників | 17.11.2024 | |
| 6 | Оформлення пояснювальної записки | 15.12.2024 | |
| 7 | Підготовка презентації | 25.12.2024 | |
| 8 | Рецензування, нормоконтроль | | |
| 9 | Захист роботи | | |
| | | | |
| | | | |
| | | | |

Дата видачі завдання 10 вересня 2024 р.

Здобувач _____
(підпис)

Керівник роботи _____
(підпис)

проф. Бондаренко І. М.
(посада, прізвище, ініціали)

РЕФЕРАТ

Пояснювальна записка до кваліфікаційної роботи: 51 сторінок, 20 рисунків, 2 таблиці, 8 джерел, 4 додатки.

БИОМЕТРИЧНА ІДЕНТИФІКАЦІЯ, МЕТОД МОНТЕ-КАРЛО, ШАРУВАТІ СЕРЕДОВИЩА, ІНФРАЧЕРВОНЕ ВИПРОМІНЮВАННЯ, СВІТЛОДІОД.

Об'єкт дослідження – властивості інфрачервоного випромінювання, що використовується у системах біометричної ідентифікації.

Мета роботи – проведення моделювання проходження інфрачервоного випромінювання через шкіру пацієнта та розробка модифікації системи ідентифікації людини, на основі отриманих результатів моделювання.

Метод дослідження – дедуктивно-аналітичний аналіз методу моделювання проходження оптичного випромінювання через шаруваті структури; теоретичне моделювання поглинання інфрачервоного випромінювання через шари шкіри; емпіричний метод – проведення модифікації стенду для зняття венозного рисунку долоні та його програмного забезпечення.

Виконано аналіз моделювання проходження оптичного випромінювання через шаруваті середовища на основі методу Монте-Карло. Досліджено залежність коефіцієнту поглинання та розсіювання шарів шкіри від довжини хвилі випромінювача. Модифіковано стенд для зняття венозного рисунку долоні. Проведено оновлення програмного забезпечення для відповідності проведених апаратних модифікацій стенду.

Отримані результати свідчать про актуальність розвитку даного напрямку та вказують на перспективність досліджень у даній сфері.

ABSTRACT

Explanatory note to the qualification work: 51 pages, 20 figures, 2 tables, 8 references, 4 appendixes.

BIOMETRIC IDENTIFICATION, MONTE CARLO METHOD, LAYERED MEDIA, INFRARED RADIATION, LED.

The object of study is the properties of infrared radiation used in biometric identification systems.

Purpose – to simulate the passage of infrared radiation through the patient's skin and to develop a modification of the human identification system based on the simulation results.

Research methods – deductive-analytical analysis of the method of modelling the passage of optical radiation through layered structures; theoretical modelling of infrared absorption through skin layers; empirical method - modification of the stand for taking a venous pattern of the palm and its software.

The analysis of the modelling of optical radiation transmission through layered media based on the Monte Carlo method is carried out. The dependence of the absorption and scattering coefficient of skin layers on the wavelength of the radiator is investigated. The stand for taking the venous pattern of the palm was modified. The software was updated to comply with the hardware modifications of the stand.

The results obtained indicate the relevance of the development of this area and point to the prospects for research in this area.

ЗМІСТ

| | |
|---|----|
| ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ, СИМВОЛІВ, ОДИНИЦЬ, СКОРОЧЕНЬ І ТЕРМІНІВ | 8 |
| ВСТУП | 9 |
| 1 ОГЛЯД ВИКОРИСТАННЯ МЕТОДУ МОНТЕ-КАРЛО ДЛЯ МОДЕЛЮВАННЯ ПРОХОДЖЕННЯ ФОТОНІВ ЧЕРЕЗ БАГАТОШАРОВІ СТРУКТУРИ..... | 11 |
| 1.1 Поняття метод Монте-Карло | 11 |
| 1.2 Модель розповсюдження фотонів..... | 12 |
| 1.2.1 Запуск фотона..... | 12 |
| 1.2.2 Крок фотона..... | 13 |
| 1.2.3 Рух фотонів..... | 15 |
| 1.2.4 Поглинання фотонів | 15 |
| 1.2.5 Розсіювання фотона..... | 16 |
| 1.2.6 Відбиття або проходження на межі структури..... | 17 |
| 1.2.7 Відбиття або пропускання між шарами структури | 20 |
| 1.2.9 Знищення фотону | 21 |
| 2 ОПТИЧНІ ПАРАМЕТРИ ШКІРИ | 22 |
| 2.1 Коефіцієнти розсіювання та анізотропії | 23 |
| 2.2 Коефіцієнт заломлення..... | 24 |
| 2.3 Коефіцієнт поглинання..... | 24 |
| 2.3.1 Поглинання кров'ю..... | 25 |
| 2.3.2 Поглинання водою | 26 |
| 2.3.3 Поглинання меланіном..... | 27 |
| 2.3.4 Поглинання ліпідами | 28 |
| 2.4 Модель типової органічної тканини людини..... | 29 |
| 3 МОДЕЛЮВАННЯ ПРОХОДЖЕННЯ СВІТЛОДІЮДНОГО ІЧ- ВИПРОМІНЮВАННЯ ЧЕРЕЗ ШКІРУ | 32 |

| | |
|---|--|
| 3.1 Програма моделювання..... | 32 |
| 3.2 Параметри моделювання..... | 34 |
| 3.2.1 Параметри випромінювача..... | 34 |
| 3.2.2 Параметри шкіри..... | 35 |
| 4 СИСТЕМА ОТРИМАННЯ ВЕНОЗНОГО ЗОБРАЖЕННЯ..... | 40 |
| 4.1 Апаратна частина..... | 40 |
| 4.2 Отримання зображення..... | 41 |
| ВИСНОВКИ..... | 47 |
| ПЕРЕЛІК ДЖЕРЕЛ ПОСИЛАННЯ..... | 50 |
| ДОДАТОК А..... | Ошибка! Закладка не определена. |
| ДОДАТОК Б..... | Ошибка! Закладка не определена. |
| ДОДАТОК В..... | Ошибка! Закладка не определена. |

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ, СИМВОЛІВ, ОДИНИЦЬ, СКОРОЧЕНЬ І
ТЕРМІНІВ

ІЧ – інфрачервоне випромінювання

ШІМ – широтно-імпульсна модуляція

РПВ – рівняння переносу випромінювання

ВСТУП

Системи біометричної ідентифікації людини за рисунком вен долоні, набувають все більшого значення в сучасних системах безпеки та автентифікації. На відміну від традиційних методів, таких як розпізнавання відбитків пальців або обличчя, системи розпізнавання вен долоні покладаються на унікальні судинні візерунки всередині руки, які майже неможливо повторити або змінити. Вони пропонують високу точність, підвищену безпеку і мінімальну чутливість до зовнішніх факторів, таких як бруд або травми на поверхні шкіри. Крім того, безконтактна природа розпізнавання вен долоні особливо вигідна для дотримання гігієни, особливо в медичних і громадських установах, що робить її кращим вибором для надійної і достовірної ідентифікації.

Інфрачервоні випромінювачі є наріжним каменем системи ідентифікації, що дозволяють візуалізувати венозний малюнок. Вони випромінюють ІЧ-світло, яке проникає крізь шкіру і поглинається гемоглобіном у крові. Ця взаємодія створює чітке зображення вен, яке слугує основним вхідним сигналом для системи. Якість і довжина хвилі інфрачервоного випромінювача безпосередньо впливають на чіткість і надійність зображення вен. Високоякісні ІЧ-випромінювачі забезпечують точне виявлення незалежно від варіації товщини шкіри, рівня гідратації або пігментації людини.

Попереднє моделювання взаємодії ІЧ-випромінювання зі шкірою людини є важливим кроком у розробці ефективних біометричних систем зчитування долонних вен. Моделюючи, як ІЧ-світло проникає в епідерміс і взаємодіє з підлеглими тканинами, розробники можуть передбачити і підвищити продуктивність системи за різних умов. Моделювання допомагає оптимізувати такі параметри, як розміщення випромінювача, вихідна потужність і вибір довжини хвилі, зменшуючи потребу в обширному прототипуванні та експериментах. Крім того, воно забезпечує адаптивність системи до різних типів шкіри та факторів навколишнього середовища, підвищуючи її універсальність.

Метою даної кваліфікаційної роботи полягає у моделюванні проходження інфрачервоного випромінювання через шкіру людини з використанням методу Монте-Карло та проведенні модифікації стенду для отримання венозного рисунку людини, на основі отриманих результатів моделювання.

1 ОГЛЯД ВИКОРИСТАННЯ МЕТОДУ МОНТЕ-КАРЛО ДЛЯ МОДЕЛЮВАННЯ ПРОХОДЖЕННЯ ФОТОНІВ ЧЕРЕЗ БАГАТОШАРОВІ СТРУКТУРИ

1.1 Поняття метод Монте-Карло

Метод Монте-Карло представляє собою широкий клас обчислювальних алгоритмів, які покладаються на повторну випадкову вибірку для отримання числових результатів. Основна концепція полягає у використанні випадковості для вирішення проблем, які в принципі можуть бути детермінованими. Метод Монте-Карло застосовується в наступних задачах:

- чисельне інтегрування (в умовах, коли традиційні методи інтегрування неможливо застосувати, симуляції Монте-Карло апроксимують інтеграл шляхом вибірки випадкових точок в області);

- проблеми оптимізації (методи Монте-Карло можуть допомогти знайти оптимальні рішення, використовуючи аналіз випадкової вибірки);

- розподіл ймовірностей (у складних системах, методи Монте-Карло можуть оцінити ймовірність різних результатів на основі імовірнісних моделей).

У випадку даної кваліфікаційної роботи необхідно провести чисельне інтегрування за допомогою методу Монте-Карло з метою симуляції проходження фотонів через багат шарову структуру. Для цього необхідно визначитися з базовими рівняннями, що в подальшому будуть екстрапольовані на процес симуляції.

Якщо представити послідовність випадково згенерованих чисел $\{x_i\} \in X$, що розподіляються за законом $f_x(x)$ і провести над нею перетворення $y_i = \varphi(x_i)$, то математичне сподівання послідовності чисел $\{y_i\} \in Y$ виглядатиме наступним чином:

$$m_Y = \int_{-\infty}^{\infty} \varphi(x) f_x(x) dx, \quad (1.1)$$

або, якщо вибірка складається з кількох тисяч чисел і більше то рівняння матиме наступний вигляд:

$$m_Y = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n y_i. \quad (1.2)$$

Також необхідно ввести в рівняння (1.1) та (1.2) функцію індикатора області:

$$1[a, b, x] = \begin{cases} 1, & a \leq x \leq b; \\ 0, & x < a, x > b. \end{cases} \quad (1.3)$$

Тепер, якщо використати функцію:

$$\varphi(x) = \frac{f(x)}{f_x(x)}, \quad (1.4)$$

Тоді кінцевий вираз матиме наступний вид:

$$I = m_Y = \int_a^b f(x) dx = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \frac{f(x_i)}{f_x(x_i)} 1[a, b, x_i]. \quad (1.5)$$

1.2 Модель розповсюдження фотонів

1.2.1 Запуск фотона

Техніка зменшення дисперсії, неявне захоплення фотонів, використовується для підвищення ефективності моделювання методом Монте-Карло. Ця техніка дозволяє еквівалентно поширювати багато фотонів у вигляді пакету вздовж певного шляху одночасно. Кожному пакету фотонів спочатку

присвоюється вага W , що дорівнює одиниці. Фотон вводиться в багат шарову структуру (далі – структура) ортогонально до початку координат, що відповідає колімованому як завгодно вузькому пучку фотонів [1].

Для запуску фотона необхідно визначити 2 його параметра, а саме його початкові координати (x, y, z) та вектор напрямку його руху \mathbf{r} , який можна еквівалентно описати напрямленими косинусами (μ_x, μ_y, μ_z) :

$$\begin{aligned}\mu_x &= \mathbf{r} \times \mathbf{x}; \\ \mu_y &= \mathbf{r} \times \mathbf{y}; \\ \mu_z &= \mathbf{r} \times \mathbf{z},\end{aligned}\tag{1.6}$$

де \mathbf{x} , \mathbf{y} та \mathbf{z} – одиничні вектори вздовж кожної осі.

Положення фотона ініціалізовано значенням $(0, 0, 0)$, а напрямлені косинуси задано значенням $(0, 0, 1)$.

Коли фотон запускається, якщо на поверхні структури є невідповідна межа, то виникає дзеркальне відбиття. Якщо показники заломлення зовнішнього середовища і структури становлять n_1 і n_2 відповідно, то дзеркальне відбиття, $R_{\text{дз}}$, визначається як:

$$R_{\text{дз}} = \frac{(n_1 - n_2)^2}{(n_1 + n_2)^2}.\tag{1.7}$$

Таким чином, вага фотона декрементується на $R_{\text{дз}}$ і становить:

$$W = 1 - R_{\text{дз}}.\tag{1.8}$$

1.2.2 Крок фотона

Розмір кроку фотонного пакета розраховується на основі вибірки розподілу ймовірностей для вільного пробігу фотона $s \in [0, \infty)$, тобто $0 \leq s < \infty$.

Згідно з визначенням коефіцієнта взаємодії μ_t , ймовірність взаємодії на одиницю довжини шляху в інтервалі $(s', s' + ds')$ дорівнює:

$$\mu_t = \frac{-dP\{s \geq s'\}}{P\{s \geq s'\} ds'} \quad \text{або} \quad d(\ln(P\{s \geq s'\})) = -\mu_t ds'. \quad (1.9)$$

Рівняння (1.8) можна проінтегрувати по s' в діапазоні $(0, s_1)$, що буде вести до експоненційного розподілу, де використано $P\{s \geq 0\} = 1$:

$$P\{s \geq s_1\} = \exp(-\mu_t s_1). \quad (1.10)$$

Дане рівняння можна переформатувати з метою отримання кумулятивної функції розподілу вільного шляху s :

$$P\{s < s_1\} = 1 - \exp(-\mu_t s_1). \quad (1.11)$$

Кумулятивна функція розподілу можна приписати рівномірно розподіленому випадковому числу ξ . Рівняння можна переставити, щоб забезпечити можливість вибору розміру кроку:

$$s_1 = \frac{-\ln(1 - \xi)}{\mu_t}. \quad (1.12)$$

Використовуючи рівняння (1.10), функція густини ймовірності вільного шляху s має вигляд:

$$p(s_1) = dP\{s < s_1\} / ds_1 = \mu_t \exp(-\mu_t s_1). \quad (1.13)$$

У багат шарових непрозорих середовищах пакет фотонів може вільно пролітати через кілька шарів, перш ніж відбудеться взаємодія. У такому випадку рівняння (1.9) набуває протилежного вигляду:

$$P\{s \geq s_{\text{заг}}\} = \exp\left(-\sum_i \mu_{ii} s_i\right), \quad (1.14)$$

де i – номер шару;

μ_{ii} – коефіцієнт взаємодії для i -го шару;

s_i – розмір кроку для i -го шару;

$s_{\text{заг}}$ – загальний розмір кроку, $s_{\text{заг}} = \sum_i s_i$.

Підсумовування відбувається по всіх шарах, через які пройшов пакет фотонів. Рівняння (1.14) не враховує відбиття і пропускання фотонів на границях, оскільки вони обчислюються окремо. Рівняння дискретизації можна отримати, прирівнявши рівняння (3.13) до ξ :

$$\sum_i \mu_{ii} s_i = -\ln(\xi). \quad (1.15)$$

1.2.3 Рух фотонів

Після того, як задано розмір кроку s , фотон готовий до переміщення в структурі. Положення пакета фотонів оновлюється на:

$$\begin{aligned} x &\leftarrow x + \mu_x s; \\ y &\leftarrow y + \mu_y s; \\ z &\leftarrow z + \mu_z s. \end{aligned} \quad (1.16)$$

1.2.4 Поглинання фотонів

Після того, як фотон зробив крок, необхідно розрахувати деяке послаблення ваги фотона через поглинання місцем взаємодії. Частина поточної ваги фотона, W , буде втрачена в локальному елементі ґратки і становить:

$$\Delta W = W \frac{\mu_a}{\mu_t}, \quad (1.17)$$

де μ_a – коефіцієнт поглинання.

Сумарна накопичена маса фотонів $A(r, z)$, втрачена в цьому локальному елементі сітки, оновлюється шляхом додавання ΔW :

$$A(r, z) \leftarrow A(r, z) + \Delta W. \quad (1.18)$$

Таким чином, вага фотона оновлюється за рівнянням:

$$W \leftarrow W - \Delta W. \quad (1.19)$$

1.2.5 Розсіювання фотона.

Після того, як пакет фотонів перемістився і його вага зменшилася, пакет фотонів готовий до розсіювання. Кут відхилення, $\theta \in [0, \pi)$, та азимутальний кут, $\psi \in [0, 2\pi]$, будуть статистично вибірково визначені. Розподіл ймовірностей для косинуса кута відхилення, $\cos\theta$, описується функцією розсіяння:

$$p(\cos\theta) = \frac{1 - g^2}{2(1 + g^2 - 2g \cos\theta)^{\frac{3}{2}}}, \quad (1.20)$$

де анізотропія, g , дорівнює $\langle \cos\theta \rangle$ і має значення від -1 до 1 . Значення 0 вказує на ізотропне розсіювання, а значення, близьке до 1 , вказує на дуже спрямоване вперед розсіювання.

Значення g для структур коливаються між 0.3 і 0.98, але досить часто g становить ≈ 0.9 у видимому спектрі. Також, вибір для $\cos\theta$ можна виразити як функцію випадкового числа ξ :

$$\cos\theta = \begin{cases} \frac{1}{2g} \left\{ 1 + g^2 - \left[\frac{1-g^2}{1-g+2g\xi} \right]^2 \right\} & \text{якщо } g \neq 0 \\ 2\xi - 1 & \text{якщо } g = 0 \end{cases}. \quad (1.21)$$

Далі відбирається азимутальний кут ψ , який рівномірно розподілений на інтервалі від 0 до 2π :

$$\psi = 2\pi\xi. \quad (1.22)$$

Після вибору кута відхилення та азимутального кута можна розрахувати новий напрямок пакета фотонів:

$$\begin{aligned} \mu'_x &= \frac{\sin\theta}{\sqrt{1-\mu_z^2}} (\mu_x\mu_z \cos\psi - \mu_y \sin\psi) + \mu_x \cos\theta; \\ \mu'_y &= \frac{\sin\theta}{\sqrt{1-\mu_z^2}} (\mu_y\mu_z \cos\psi + \mu_x \sin\psi) + \mu_y \cos\theta; \\ \mu'_z &= -\sin\theta \cos\psi \sqrt{1-\mu_z^2} + \mu_z \cos\theta. \end{aligned} \quad (1.23)$$

Якщо кут пакета фотонів занадто близький до нормалі поверхні структури (наприклад, $|\mu_z| > 0.99$), то слід використовувати наступні формули:

$$\begin{aligned} \mu'_x &= \sin\theta \cos\psi; \\ \mu'_y &= \sin\theta \sin\psi; \\ \mu'_z &= \begin{cases} 1 \cdot \cos\theta & \text{якщо } \mu_z > 0 \\ -1 \cdot \cos\theta & \text{якщо } \mu_z < 0 \end{cases}. \end{aligned} \quad (1.24)$$

1.2.6 Відбиття або проходження на межі структури.

Під час кроку пакет фотонів може досягти межі структури, що знаходиться між нею і навколишнім середовищем. Наприклад, пакет фотонів може спробувати покинути структуру на межі розділу з повітрям. Якщо це так, то пакет фотонів може або вийти як спостережуване відбиття, або бути внутрішньо відбитим межею.

Спочатку обчислюється розмір кроку s_1 :

$$s_1 = \begin{cases} (z - z_0) / (-\mu_z) & \text{якщо } \mu_z < 0 \\ (z_1 - z) / (\mu_z) & \text{якщо } \mu_z > 0 \end{cases}, \quad (1.25)$$

де z_0 і z_1 – координати з верхньої і нижньої меж поточного шару.

Розмір скороченого кроку s_1 – відстань між поточним положенням фотона і границею в напрямку поширення фотона. Оскільки напрямок фотона паралельний границі, коли μ_z дорівнює нулю, фотон не контактує з границею. Тому рівняння (1.25) не включає випадок, коли μ_z дорівнює нулю.

Якщо перемістити фотонний пакет s_1 до межі з прольотом, вільним від взаємодії з структурою. Розмір кроку, що залишився, який буде зроблено на наступному кроці, оновлюється до $s \leftarrow s - s_1$. Пакет фотонів пройде залишковий розмір кроку, якщо він буде внутрішньо відбитий.

По-друге, необхідно обчислити ймовірність внутрішнього відбиття пакета фотонів, яка залежить від кута падіння α_i на межу, де $\alpha_i = 0$ означає ортогональне падіння. Значення α_i обчислюється:

$$\alpha_i = \cos^{-1}(|\mu_z|). \quad (1.26)$$

Закон Снеліуса вказує на зв'язок між кутом падіння α_i , кутом проходження α_t і показниками заломлення середовища, з якого падає фотон, n_i , і до якого він проходить, n_t :

$$n_i \sin \alpha_i = n_t \sin \alpha_t. \quad (1.27)$$

Внутрішній коефіцієнт відбиття, $R(\alpha_i)$, розраховується за формулами Френеля:

$$R(\alpha_i) = \frac{1}{2} \left[\frac{\sin^2(\alpha_i - \alpha_t)}{\sin^2(\alpha_i + \alpha_t)} + \frac{\tan^2(\alpha_i - \alpha_t)}{\tan^2(\alpha_i + \alpha_t)} \right], \quad (1.28)$$

що є середнім значенням відбиття для двох ортогональних напрямків поляризації.

По-третє, необхідно визначити, чи є фотон внутрішньо відбитим, генеруючи випадкове число ξ і порівнюючи його з коефіцієнтом внутрішнього відбиття, тобто:

$$\begin{aligned} \text{Якщо } \xi \leq R(\alpha_i), \text{ тоді фотон відбивається всередину;} \\ \text{Якщо } \xi > R(\alpha_i), \text{ тоді фотон покидає такнину.} \end{aligned} \quad (1.29)$$

Якщо фотон відбивається всередину, то пакет фотонів залишається на поверхні і його спрямовані косинуси (μ_x, μ_y, μ_z) повинні бути оновлені шляхом зміни на протилежний компонент z :

$$(\mu_x, \mu_y, \mu_z) \leftarrow (\mu_x, \mu_y, -\mu_z). \quad (1.30)$$

На цьому етапі потрібно знову перевірити розмір кроку, що залишився. Якщо він достатньо великий, щоб потрапити на іншу межу, слід повторити вищеописаний процес. Якщо він потрапляє на межу розділу структура/структура, то необхідно застосовувати додаткові методики обчислення. В іншому випадку, якщо розмір кроку достатньо малий, щоб поміститися в цьому шарі структури, пакет фотонів буде рухатися з малим розміром кроку.

В іншому випадку, якщо пакет фотонів покидає структуру, коефіцієнт відбиття або пропускання на певному елементі решітки (r, α_t) повинен бути збільшений. Коефіцієнт відбиття, $R_d(r, \alpha_t)$, або коефіцієнт пропускання, $T_t(r, \alpha_t)$, оновлюється на величину ваги випущених фотонів W :

$$\begin{aligned} R_d(r, \alpha_t) &\leftarrow R_d(r, \alpha_t) + W \quad \text{якщо } z = 0 \\ T_t(t, \alpha_t) &\leftarrow T_t(r, \alpha_t) + W \quad \text{якщо } z = \text{нижній границі тканини.} \end{aligned} \quad (1.31)$$

Оскільки фотон повністю вилетів, відстеження цього фотонного пакета на цьому закінчується. Новий фотон може бути запущений в структуру і відстежений після цього.

1.2.7 Відбиття або пропускання між шарами структури

Якщо величина кроку фотонів достатньо великий, щоб досягти межі розділу структура/ структура, то фотон може перетнути кілька шарів структури. Якщо представити фотонний пакет, що намагається зробити крок розміром s у структурі 1 з μ_{a1}, μ_{s1}, n_1 , але досягає межі розділу з структурою 2 з μ_{a2}, μ_{s2}, n_2 після скороченого кроку s_1 . Як зазначено раніше, пакет фотонів спочатку переміщується до межі розділу без взаємодії, а розмір кроку фотонів, що залишився, який буде зроблено на наступному кроці, оновлюється згідно $s \leftarrow s - s_1$. Потім необхідно визначити, чи повинен пакет фотонів бути відбитим або переданим, згідно формулам Френеля. Якщо пакет фотонів відбивається, то він обробляється так само, як і в підрозділі 1.2.6. Однак, якщо пакет фотонів передається до наступного шару структури, він повинен продовжувати поширюватися, а не перериватися. Розмір кроку, що залишився, повинен бути перерахований для нового шару структури відповідно до його оптичних властивостей:

$$s \leftarrow \frac{s\mu_{t1}}{\mu_{t2}}, \quad (1.32)$$

де μ_{11} і μ_{12} – коефіцієнти взаємодії для структури 1 і структури 2 відповідно.

Поточний розмір кроку s знову перевіряється на наявність нового перетину межі або інтерфейсу. Описаний вище процес повторюється до тих пір, поки розмір кроку не стане достатньо малим, щоб вміститися в одному шарі структури. В кінці цього маленького кроку поглинання і розсіювання обробляються відповідно.

1.2.9 Знищення фотону.

Після того, як пакет фотонів запущено, він може зникнути природним чином шляхом відбиття або передачі за межі структури. Для фотонного пакета, який все ще поширюється всередині структури, якщо вага фотона, W , достатньо зменшилася після багатьох етапів взаємодії так, що вона впала нижче порогового значення $W_{пор}$, то подальше поширення фотона дає мало інформації. Однак, щоб забезпечити збереження енергії (або кількості фотонів) без викривлення розподілу осадження фотонів, необхідно виконати правильне завершення. Для обриву фотонного пакета, коли $W \leq W_{пор}$, використовується метод рулетки. Метод рулетки дає фотонному пакету з вагою mW один шанс з m вижити. Якщо пакет фотонів не витримує рулетку, вага фотона зменшується до нуля і фотон знищується:

$$W \leftarrow \begin{cases} mW & \text{якщо } \xi \leq 1/m \\ 0 & \text{якщо } \xi > 1/m \end{cases}, \quad (1.33)$$

де ξ – рівномірно розподілене псевдовипадкове число.

Метод рулетки зберігає енергію, але обриває фотони неупереджено. Поєднання фотонної рулетки і розщеплення, яке є протилежним до рулетки, може бути належним чином використане для зменшення дисперсії.

2 ОПТИЧНІ ПАРАМЕТРИ ШКІРИ

Оптичні властивості шкіпи описуються в термінах коефіцієнта поглинання, μ_a (см⁻¹), коефіцієнта розсіювання, μ_s (см⁻¹), функції розсіювання $p(\theta, \psi)$ (ср⁻¹), де θ – кут відхилення розсіювання, ψ – азимутальний кут розсіювання, і реального показника заломлення тканини, n .

Функцію розсіювання $p(\theta, \psi)$ доречно використовувати при обговоренні лише однієї або декількох подій розсіювання. У товстих тканинах, де відбувається багаторазове розсіювання і орієнтація структур розсіювання в тканині є випадковою, ψ -залежність розсіювання усереднюється і, отже, ігнорується, а багаторазове розсіювання усереднює θ так, що середній параметр, $g = \cos(\theta)$, який називається анізотропією розсіювання, характеризує розсіювання в тканині з точки зору відносного прямого і зворотного напрямку розсіювання (рис. 2.1) [2].

| | | |
|----------------------------------|-----------------------|---------------------|
| Поглинання | μ_a | (см ⁻¹) |
| Розсіювання | μ_s | (см ⁻¹) |
| Функція розсіювання | $p(\theta, \psi)$ | (ср ⁻¹) |
| Анізотропія | $g = \cos(\theta)$ | |
| Дійсний показник заломлення | n' | |
| Зменшений коефіцієнт розсіювання | $\mu_a' = \mu_s(1-g)$ | (см ⁻¹) |

Рисунок 2.1 – Оптичні властивості тканин

Оптичне розсіювання можна описати як розсіювання частинками, що мають показник заломлення, відмінний від навколишнього середовища. Опис частинок може бути наближений теорією Мі, яка описує розсіювання від ідеальних сфер у середовищі. Суміш сфер різного розміру може імітувати поведінку оптичного розсіювання тканини. Теорія суцільного розсіювання описує розсіювання тканини в термінах автокореляційної функції для просторового розподілу флуктуаційного показника заломлення в тканині.

Теорема Вінера-Хінчина пов'язує автокореляційну функцію з відповідним спектром потужності, а теорія континуального розсіювання пов'язує просторову автокореляцію флуктуацій показника заломлення з хвильовою залежністю розсіювання. Обидва описи пристосовані до експериментальних даних і, отже, використовуються для опису поведінки розсіювання тканин.

Терміни релєєвське розсіювання і розсіювання Мі широко використовуються в біомедичній оптиці, причому релєєвське розсіювання відноситься до розсіювання дрібними частинками або флуктуаціями густини маси, набагато меншими за довжину хвилі світла, а розсіювання Мі відноситься до розсіювання частинками, порівнянними з довжиною хвилі світла або більшими за неї. Розсіювання Мі – це загальна назва для розсіювання сферою будь-якого розміру, як маленькою, так і великою, а загальний термін релєєвське розсіювання стосується релєєвської межі розсіювання Мі, зумовленої частинками набагато меншими за довжину світлової хвилі [2].

2.1 Коефіцієнти розсіювання та анізотропії

Значення коефіцієнту розсіювання μ_s біологічних тканин отримується, зазвичай, експериментальним шляхом, за допомогою вимірювання колімованого пропускання (T_c) через тканину товщиною L , щоб визначити $\mu_s = -\ln(T_c)/L$. Але такі вимірювання повинні проводитися через тонкий зразок тканини в масштабі одного середнього вільного пробігу ($1/\mu_s$), який зазвичай становить 100 мкм або менше, інакше виникає проблема багаторазового розсіювання.

Отримати коефіцієнт анізотропії тканини g можна як експериментальним, так і теоретичним шляхом. Теоретичний метод представляє собою використання значень μ_s' з вимірювань дифузного світла і μ_s з колімованих вимірювань пропускання для виведення g : $g = 1 - \mu_s'/\mu_s$. Хоча значення μ_s' зазвичай є надійним, значення коефіцієнту розсіювання може мати сильні розбіжності з реальною величиною, що в свою чергу не таким призводить до артефактного зменшення g .

2.2 Коефіцієнт заломлення

Комплексний коефіцієнт заломлення, $n = n' + in''$, включає дійсний показник заломлення, n' , який описує накопичення енергії і, отже, впливає на швидкість світла в середовищі. Уявний показник заломлення, n'' , описує розсіювання енергії і визначає коефіцієнт поглинання, $\mu_a = 4\pi n''/\lambda$. У першому наближенні значення n' відповідає вмісту води (W) у тканині:

$$n' = n'_{\text{сух}} - (n'_{\text{сух}} - n'_{\text{води}})W, \quad (2.1)$$

де $n'_{\text{сух}}$ – показник заломлення сухої маси тканини;

$n'_{\text{води}}$ – показник заломлення води.

2.3 Коефіцієнт поглинання

Світлопоглинаюче середовище поглинає частину падаючого світла на кожну додаткову довжину шляху в середовищі. Коефіцієнт поглинання μ_a (см^{-1}) визначається як:

$$\mu_a = -\frac{1}{T} \frac{\partial T}{\partial L}, \quad (2.2)$$

де T – частка падаючого світла, що пройшла або збереглася після проходження додаткової довжини шляху ∂L .

Дробова зміна $\partial T/T$ на ∂L призводить до експоненціального зменшення інтенсивності світла як функції збільшення довжини шляху L :

$$T = e^{-\mu_a L} = 10^{-\epsilon C L} = e^{-4\pi n'' L / \lambda}, \quad (2.3)$$

де C – концентрація хромофорів в тканині (моль/л);

ε – коефіцієнт екстинції.

Коефіцієнт поглинання μ_a тканини представляє собою суму внесків усіх поглинаючих хромофорів у тканині і виражається формулою:

$$\mu_a = \ln(10) \sum_i C_i \varepsilon_i. \quad (2.4)$$

Існує безліч хромофорів, як природних, так і екзогенних, які можуть впливати на μ_a у рівнянні (номер). Зазвичай, кров і вода домінують у поглинанні. Іноді слід враховувати меланін, жир, білірубін, бета-каротин. Інші хромофори дають досить незначний внесок.

2.3.1 Поглинання кров'ю.

Кров є одним з основних поглиначів оптичного випромінювання в біологічних тканинах. Поглинання крові залежить від вмісту в ній ключових хромофорів, а саме, оксигемоглобін (HbO_2) і дезоксигемоглобін (Hb), які мають чіткі спектри поглинання у видимій і ближній інфрачервоній областях.

Оксигемоглобін (HbO_2) представляє собою варіацію гемоглобіну, зв'язана з киснем, яка переважно міститься в артеріальній крові, насиченій киснем. Оксигемоглобін поглинає більше світла в синій і зеленій частинах спектра і має менше поглинання в червоній і ближній інфрачервоній областях.

У дезоксигемоглобіну (Hb) зменшена частка кисню, який частіше зустрічається у венозній крові. Дезоксигемоглобін також демонструє більш високе поглинання в синій області, з характерними піками близько 430 нм, але з іншою інтенсивністю, ніж оксигемоглобін. Він має відносно менше поглинання в ближній інфрачервоній області порівняно з видимим спектром, хоча це трохи відрізняється від оксигемоглобіну.

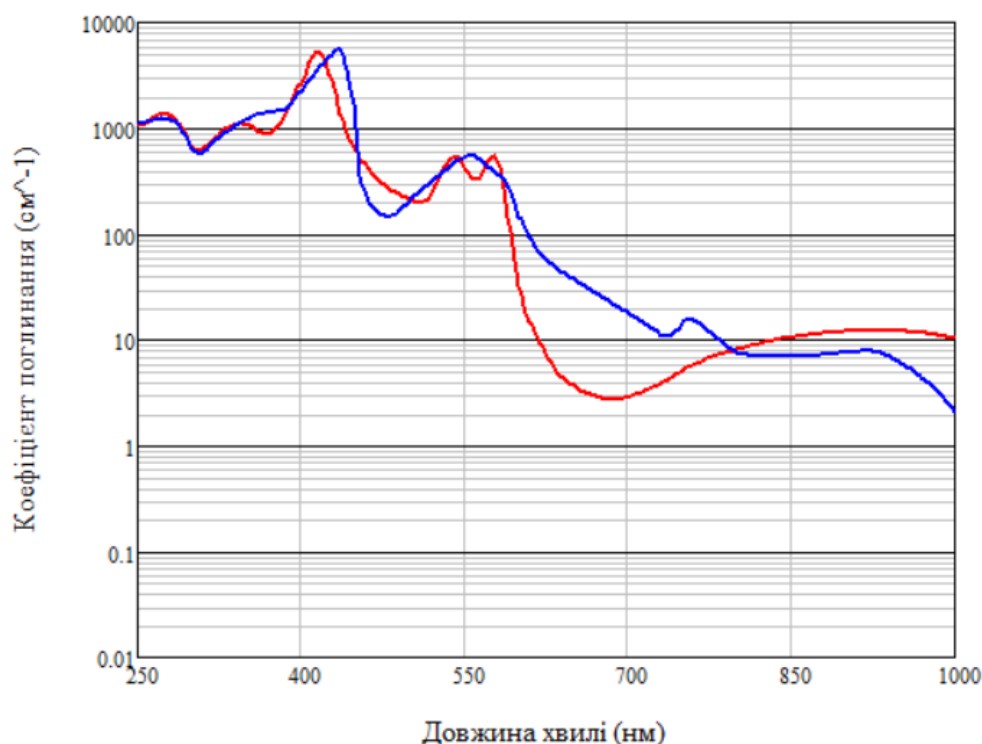


Рисунок 2.2 – Залежність коефіцієнту поглинання оксигемоглобіну (червоний) та дезоксигемоглобіну (синій) від довжини хвилі [3]

2.3.2 Поглинання водою.

Вода в тканинах шкіри людини є основним фактором, що впливає на оптичне поглинання в ближньому та середньому регіонах інфрачервоного електромагнітного спектра. Її концентрація в шкірі людини, яка може досягати від 60% до 70%, відіграє значну роль у визначенні того, як світло взаємодіє з тканинами і проникає в них.

У видимому спектрі (від 400нм до 700нм) вода має відносно низьке поглинання. Воно дозволяє світлу проникати в тканини шкіри на певну глибину, що є перевагою для візуалізації у видимому світлі поверхневих особливостей шкіри і для оцінки хромофорів, таких як меланін і гемоглобін.

У ближньому інфрачервоному діапазоні (від 700нм до 2500 нм) поглинання води значно зростає, особливо після 950 нм. Довжини хвиль в ближньому ІЧ спектрі (від 700нм до 950 нм) зазвичай використовуються для більш глибокої візуалізації тканин, оскільки поглинання водою відносно низьке, що дозволяє світлу досягати кровоносних судин і тканин, розташованих нижче.

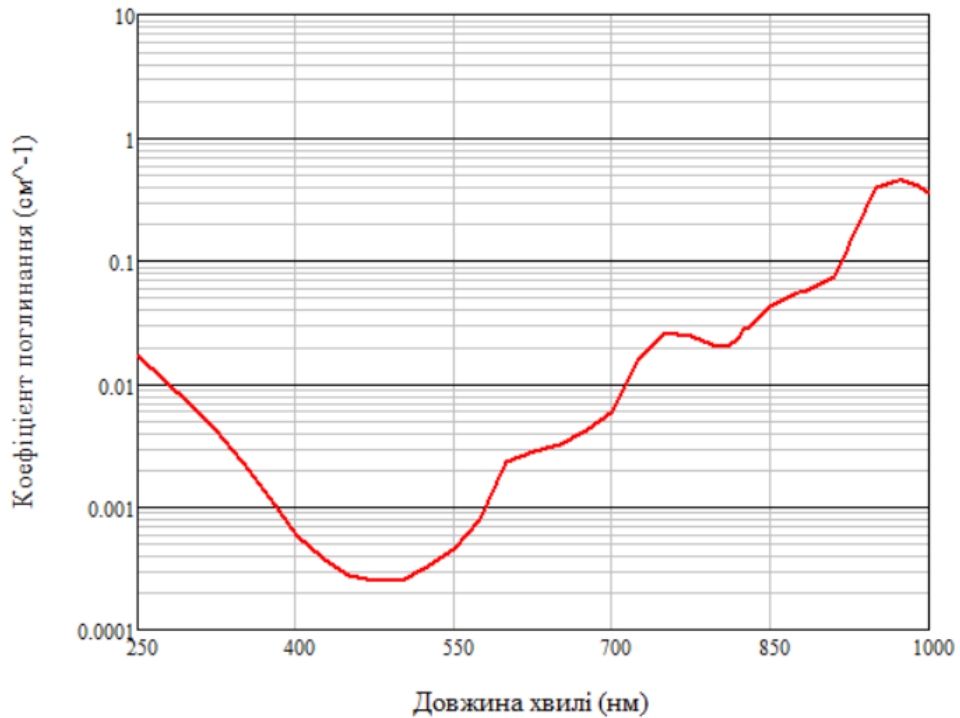


Рисунок 2.3 – Залежність коефіцієнту поглинання води від довжини хвилі

2.3.3 Поглинання меланіном

Меланін – це основний пігмент шкіри людини, який відповідає за її колір і забезпечує захист від ультрафіолетового випромінювання. Він виробляється спеціалізованими клітинами – меланоцитами, розташованими в базальному шарі епідермісу.

Існує два основних типи меланіну, що містяться в шкірі людини:

- еумеланін – найпоширеніша форма меланіну, особливо у людей з темним відтінком шкіри. Еумеланін має колір від коричневого до чорного і дуже ефективно поглинає світло в широкому спектрі, особливо в ультрафіолетовому і видимому діапазонах;

- феомеланін має колір від жовтого до червоного і присутній у світлих тонах шкіри та рудому волоссі. Він поглинає менше ультрафіолету і видимого світла, ніж еумеланін, що робить його більш піддатливим до впливу радіації.

Меланін має високу поглинаючу здатність в ультрафіолетовому діапазоні (від 100нм до 400нм), що є корисним для захисту підлеглих тканин від УФ-

випромінювання. І еумеланін, і феомеланін сильно поглинають в цьому діапазоні, хоча поглинання еумеланіну особливо високе в УФ-В діапазоні (від 280нм до 315нм).

У видимому спектрі поглинання (від 400нм до 700нм) меланіну поступово зменшується зі збільшенням довжини хвилі від синього до червоного світла. Еумеланін поглинається ефективніше у видимому діапазоні, надаючи шкірі з високим вмістом еумеланіну темнішого вигляду. Феомеланін поглинається менш ефективно, що сприяє світлішому відтінку шкіри. Поступове зменшення поглинання у видимому діапазоні призводить до характерного коричневого або чорного кольору меланіну для еумеланіну і жовтувато-червоного для феомеланіну [3].

У ближній інфрачервоній області (від 700нм до 2500нм) поглинання меланіну продовжує зменшуватися, стаючи відносно низьким. Це зменшення дозволяє світлу глибше проникати в шкіру, оскільки поглинання меланіну більше не є домінуючим. Однак меланін все ще поглинає трохи світла в цій області, причому еумеланін зберігає більше поглинання, ніж феомеланін.

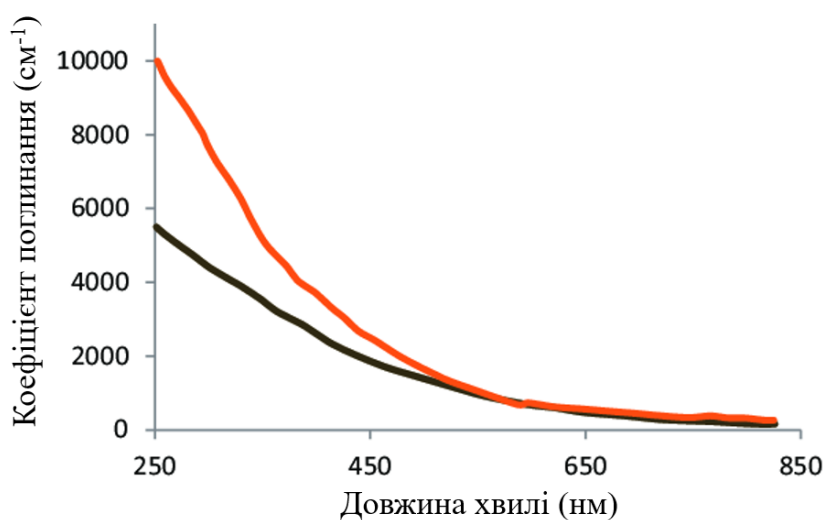


Рисунок 2.4 – Залежність коефіцієнту поглинання феомеланіну (червоний) та еумеланіну (чорний) від довжини хвилі

2.3.4 Поглинання ліпідами

Ліпіди – це різноманітна група гідрофобних або амфіфільних органічних молекул, які відіграють важливу роль у клітинній структурі, зберіганні енергії та біологічній сигналізації. У шкірі людини ліпіди особливо помітні в зовнішньому шарі, роговому шарі.

Ліпіди самі по собі, як правило, не пігментовані і не мають сильного поглинання у видимому спектрі. Однак вони можуть слабо взаємодіяти зі світлом, особливо в ближній і середній інфрачервоній та середній інфрачервоній областях:

Ліпіди майже не поглинають світло у видимому діапазоні (від 400 нм до 700 нм), що робить їх майже прозорими. Ця прозорість означає, що ліпіди самі по собі не впливають на колір шкіри, хоча вони можуть впливати на зовнішній вигляд шкіри опосередковано, впливаючи на зволоження і текстуру.

У ближньому інфрачервоному діапазоні (від 700 нм до 2500 нм) ліпіди демонструють слабе поглинання, з деякими характерними смугами поглинання, зумовленими коливальними обертонами С-Н-зв'язків. Ці особливості дозволяють проводити неінвазивну оцінку ліпідних шарів або жирових тканин.

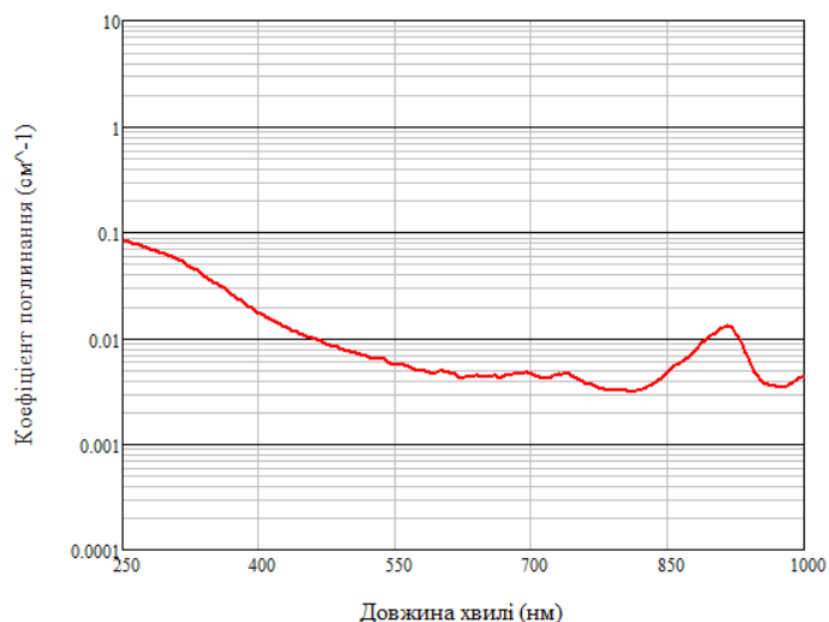


Рисунок 2.5 – Залежність коефіцієнту поглинання підшкірного жиру від довжини хвилі

2.4 Модель типової органічної тканини людини

Оптичні властивості тканин слід розглядати як змінні від тканини до тканини, від людини до людини і навіть від часу до часу.

Для швидкого аналізу роботи приладу чи іншої розробки використовується модель типової тканини, яка визначається поглинаючими хромофорами в тканині і балансом релеєвського і мієвського розсіювання в тканині.

Будь-яка органічна тканина може бути охарактеризована за наступними параметрами:

- насиченістю киснем змішаної артеріо-венозної судинної системи (S);
- середньою об'ємною часткою крові (B);
- вмістом води (W);
- концентрацією білірубину ($\epsilon_{\text{біл}}$);
- концентрацією β -каротину (β -кар);
- вмістом жиру (F);
- об'ємною часткою меланосом (M).

За допомогою даних параметрів можна обчислити загальний коефіцієнт поглинання тканини, що представлена спектрами поглинання приведеними на рисунку 2.6.

Тоді, повне поглинання можна обчислити за наступною формулою:

$$\begin{aligned} \mu_a = & BS\mu_{a \text{ HbO}_2} + B(1-S)\mu_{a \text{ Hb}} + W\mu_{a \text{ води}} + F\mu_{a \text{ жиру}} + \\ & + M\mu_{a \text{ меланосом}} + 2.3C_{\text{біл}}\epsilon_{\text{біл}} + 2.3C_{\beta\text{-кар}}\epsilon_{\beta\text{-кар}} \end{aligned} \quad (2.5)$$

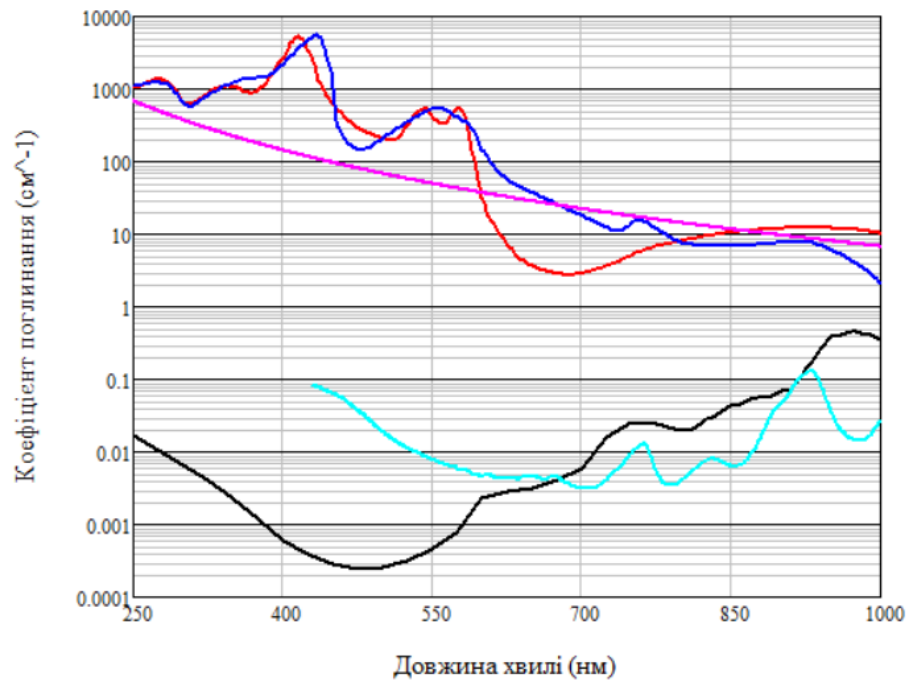


Рисунок 2.6 – Повний коефіцієнт поглинання оксигемоглобіну (червоний) та дезоксигемоглобіну (синій), меланосом (фіолетовий), води (блакитний) та жиру (чорний) при моделюванні оптичних параметрів біологічних тканин

3 МОДЕЛЮВАННЯ ПРОХОДЖЕННЯ СВІТЛОДІОДНОГО ІЧ- ВИПРОМІНЮВАННЯ ЧЕРЕЗ ШКІРУ

3.1 Програма моделювання

У якості середовища для моделювання проходження світлодіодного ІЧ-випромінювання через шкіру використовується MCmatlab, що предствалє собою сучасний, інтегрований в MATLAB, інструмент з відкритим вихідним кодом для моделювання поширення світла в тривимірних каламутних середовищах. Він використовує метод Монте-Карло для розв'язання рівняння переносу випромінювання (РПВ) – математичної моделі, яка має вирішальне значення для розуміння того, як світло поширюється і взаємодіє зі складними матеріалами, такими як біологічні тканини. Це програмне забезпечення поєднує високу обчислювальну ефективність з доступністю для користувача, вирішуючи проблеми, з якими часто стикаються при використанні звичайних інструментів моделювання.

Основною метою MCmatlab є точне моделювання поширення світла через шаруваті середовища з урахуванням розсіювання і поглинання. На відміну від багатьох традиційних розв'язувачів методу Монте-Карло, MCmatlab розроблений для користувачів MATLAB, забезпечуючи знайоме середовище програмування в поєднанні з надійними обчислювальними можливостями. Його структура інтегрує функції MATLAB MEX, де обчислювальне ядро написано в розпаралеленому C-кодi. Такий підхід забезпечує швидкість обчислень, одночасно використовуючи сильні сторони MATLAB в обробці та візуалізації даних. Розв'язувач використовує воксельне представлення геометрії, що дозволяє детально моделювати взаємодію світла з тканинами на дискретизованій декартовій сітці.

MCmatlab вирізняється простотою використання та гнучкістю у визначенні схем освітлення. Користувачі можуть моделювати різні типи пучків, включаючи олівцеві пучки, гаусові профілі та конфігурації «капельок», що

розширює можливості його застосування в моделюванні експериментальних установок. Програмне забезпечення відстежує пакети фотонів через події розсіювання і поглинання, зберігаючи розподіл енергії у вигляді тривимірної матриці. Ця матриця потім нормалізується для отримання локальних швидкостей флюенса, що дозволяє точно відобразити розподіл світла в середовищі. Ці можливості роблять його безцінним інструментом для дослідницьких і навчальних цілей в біомедичній оптиці.

Важливою особливістю MСmatlab є його пристосованість до моделювання шаруватих середовищ, які часто зустрічаються в біологічних системах. Шаруваті тканини, такі як шкіра або інші стратифіковані структури, вимагають ретельного моделювання меж показника заломлення, коефіцієнтів розсіювання і властивостей поглинання. MСmatlab підтримує моделювання віддзеркалень і заломлень Френеля на межі розділу середовищ з різними оптичними властивостями, що має вирішальне значення для таких застосувань, як дослідження взаємодії лазера з тканинами. Результати моделювання включають об'ємні розподіли інтенсивності світла, що полегшує розуміння таких явищ, як глибина оптичного проникнення або утворення гарячих точок в неоднорідних тканинах.

Порівнюючи MСmatlab з альтернативними програмами для розрахунку шаруватих середовищ, такими як mсхuz, перший показує значні покращення у зручності використання, обчислювальній ефективності та гнучкості конфігурації пучків. Хоча обидва розв'язувачі використовують метод Монте-Карло для моделювання переносу випромінювання в декартовій воксельній геометрії, MСmatlab підвищує доступність завдяки інтеграції безпосередньо в MATLAB за допомогою функцій MEX, усуваючи необхідність компіляції на базі UNIX або зовнішньої обробки вхідних/вихідних файлів. Крім того, MСmatlab досягає 17-кратного збільшення швидкості порівняно з mсхuz завдяки багатопотоковому розпаралелюванню процесора та оптимізованій генерації псевдовипадкових чисел. Включення розширених типів пучків, таких як гауссівський профіль і профіль «капельшок», також розширює можливості MСmatlab у моделюванні

складних умов освітлення порівняно з обмеженим набором опцій пучків у mcxuz. Ці вдосконалення в поєднанні зі зручними інструментами об'ємної 3D візуалізації позиціонують MСmatlab як чудову альтернативу для розрахунків шаруватих середовищ, де не потрібен аналіз дифузії тепла.

3.2 Параметри моделювання

3.2.1 Параметри випромінювача.

Для моделювання проходження інфрачервоного випромінювання через шкіру було обрано параметри, які забезпечують точність і відповідність експериментальним умовам. Тривалість симуляції становить 0,1 хвилини, що дозволяє швидко отримати результати без втрати точності. У моделі передбачається, що всі межі середовищ мають однаковий коефіцієнт заломлення, що спрощує розрахунки, виключаючи складні явища відбиття та рефракції, і зосереджує увагу на внутрішньому розсіянні та поглинанні у шкірі.

Тип меж симуляційного об'єму налаштований так, що всі межі кубоїда є втратними, тобто випромінювання, яке досягає межі, втрачається. Це відповідає меті аналізу взаємодії світла зі шкірою без урахування подальшого його поширення. Довжина хвилі випромінювання становить 940 нм, що належить до діапазону ближнього ІЧ-випромінювання, здатного проникати через шкіру та взаємодіяти з її компонентами, такими як вода та меланін.

Джерело випромінювання обрано як радіально-факторизоване (гаусівський пучок), що дозволяє моделювати лазерне світло з характерним розподілом інтенсивності. У фокальній площині інтенсивність розподілена рівномірно (top-hat), що забезпечує однорідне опромінення досліджуваної області. Радіальна ширина пучка становить 0.03 см, що відповідає типовим розмірам експериментальних лазерних пучків і охоплює необхідну зону.

Кутовий розподіл інтенсивності також є рівномірним, без кутового розсіяння, що імітує спрямоване випромінювання. Фокус джерела розташований у центрі симуляційної області, що забезпечує рівномірне проникнення світла в

досліджувану область. Напрямок пучка задано перпендикулярно до поверхні, що мінімізує вплив кутових ефектів і відповідає типовим умовам біомедичних експериментів.

Такі параметри створюють оптимальні умови для точного відтворення процесів взаємодії ІЧ-випромінювання зі шкірою та отримання результатів, які можна порівняти з експериментальними даними.

3.2.2 Параметри шкіри.

У даному випадку, для моделювання проходження випромінювання була використана модифікована модель шкіри з одинарним кровеносним сосудом за авторством Стівена Жака [4]. Основна відмінність її від інших запропонованих моделей полягає у простоті структури, що складається з:

- повітря, що слугує середовищем для розповсюдження випромінювання, перед тим, як досягти шкіри;
- епідерміса, що представляє собою комбінацію рогових шарів шкіри;
- дерми, у якому власне розміщений кровеносний суд;
- одинарний венозний суд.

Дана структура дозволяє представити композицію кількох послідовних шарів шарів зі схожими властивостями, як єдиний шар з усередненими параметрами. Такий підхід не тільки спрощує математичне моделювання і чисельні симуляції, але й підвищує точність і можливість розрахунків у реальному часі, що робить її високоефективною для оптимізації біометричних систем на основі ІЧ-технологій.

Зазначена модель додатково модифікована шляхом додавання гіподерміса, як додаткового шару шкіри, оскільки вени долоні знаходяться на верхній межі розділу дерма/гіподерміс.

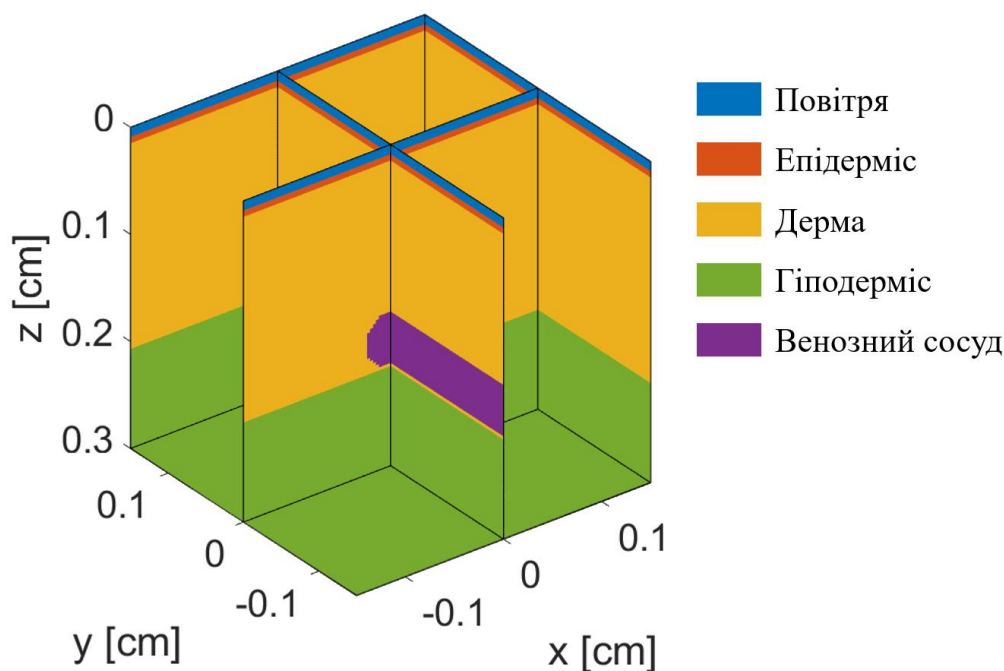


Рисунок 3.1 – Модифікована структура

Окрім параметрів геометрії, в MC Matlab необхідно задати наступні параметри для кожного шару:

- об'ємна частка крові (B), води (W), меланіну (M) та жирів (F);
- відсоток насичення киснем (S);
- коефіцієнт розсіювання на довжині хвилі 500 нм ($musp_{500}$);
- частка релеєвського розсіювання (f_{ray});
- анізотропія розсіювання (g).

Значення, що використовуються для генерації шарів (таблиця 3.1), в подальшому використовується для розрахунків.

Таблиця 3.1 – Параметри шарів для моделювання

| Шар | B | W | M | F | S | $musp_{500}$ | f_{ray} | g |
|-----------|------|------|------|------|------|--------------|-----------|-----|
| Повітря | – | – | – | – | – | – | – | 1 |
| Епідерміс | 0 | 0.75 | 0.03 | 0.01 | 0.75 | 40 | 0 | 0.9 |
| Дерма | 0.02 | 0.65 | 0 | 0.02 | 0.67 | 42.4 | 0.62 | 0.9 |

Продовження таблиці 3.1

| Шар | B | W | M | F | S | $musp_{500}$ | f_{ray} | g |
|-------------------|------|------|-----|-----|------|--------------|-----------|-----|
| Венозний сосуд | 1 | 0.95 | 0 | 0 | 0.75 | 10 | 0 | 0.9 |
| Гіподерміс | 0.05 | 0.7 | 0.6 | 0.5 | 0.6 | 13.8 | 0.1 | 0.9 |

3.3 Моделювання

Після задачі параметрів можна переходити до власне моделювання проходження випромінювання. У даному випадку моделювання проводиться для терапевтичного діапазону випромінювання, а саме від 750нм до 1000нм з кроком 10 нм.

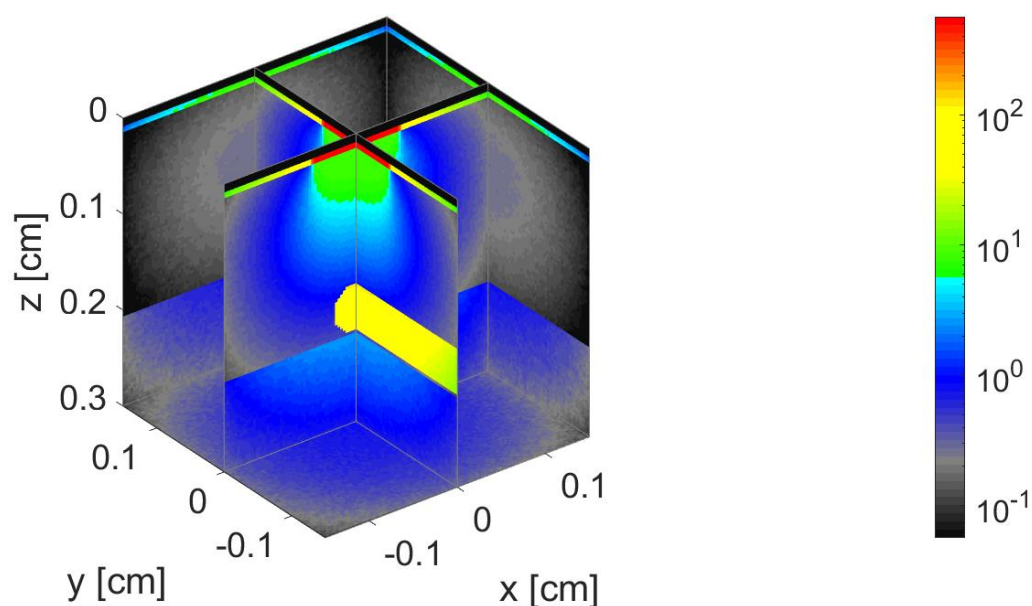


Рисунок 3.2 – Діаграма поглинання потужності випромінювання на одиницю об'єма ($\text{Вт}/\text{см}^3 \cdot \text{Вт}_{\text{вип}}^{-1}$)

Отримані графіки залежності поглинання та розсіювання шарів структури в залежності від довжини хвилі наведені нижче.

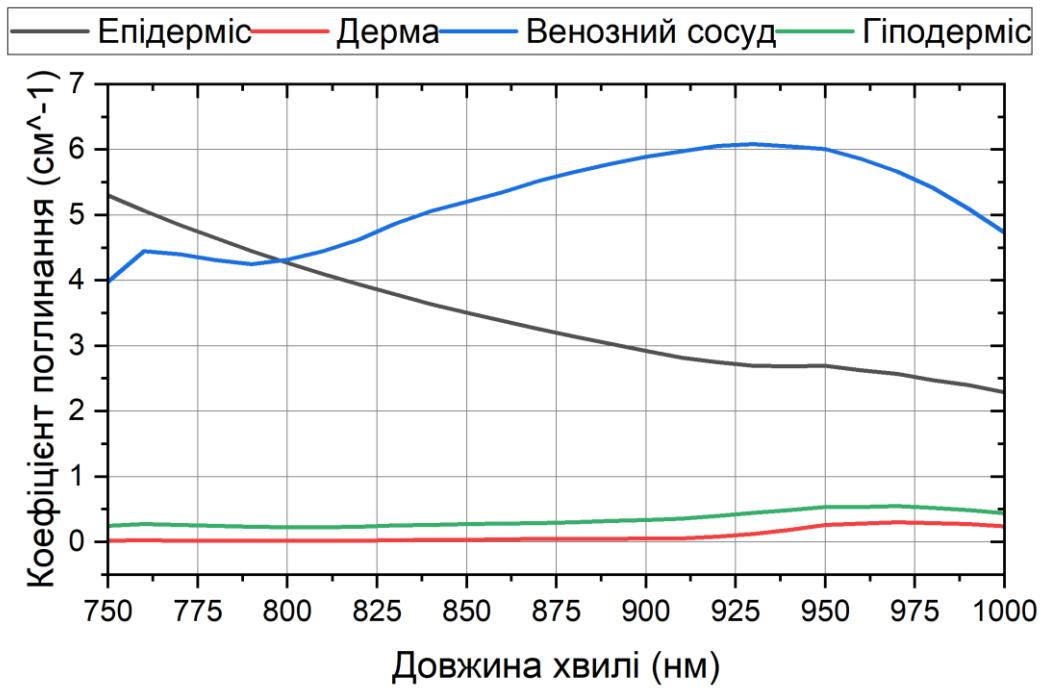


Рисунок 3.2 – Графік залежності коефіцієнту поглинання шарів шкіри від довжини хвилі

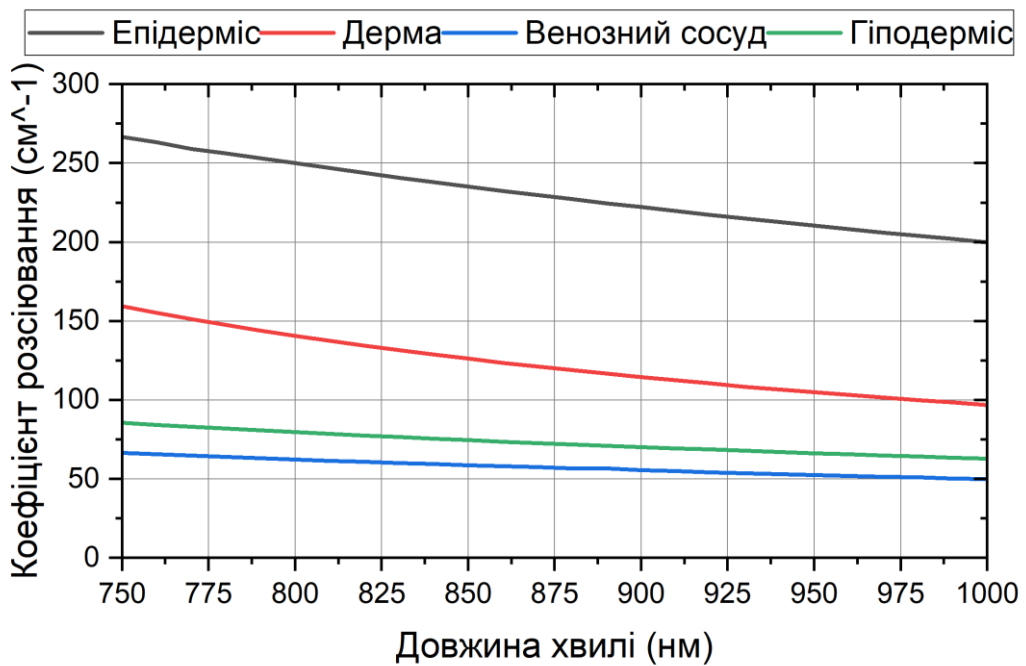


Рисунок 3.3 – Графік залежності коефіцієнту розсіювання шарів шкіри від довжини хвилі

Проаналізувавши графіки, можна зробити кілька висновків:

1. кров (гемоглобін) демонструє значне поглинання в діапазоні від 880 нм до 990 нм, з піком близько 935нм, що пов'язано з оксигемоглобіном і дезоксигемоглобіном. Після 950нм поглинання крові зменшується, що дозволяє світлу глибше проникати в тканини. Епідерміс демонструє помірне поглинання, яке постійно зменшується зі збільшенням довжини хвилі. Дерма і гіподерміс демонструють мінімальне поглинання в усьому спектрі, завдяки чому їхній внесок в ослаблення сигналу залишається низьким;

2. розсіювання переважає в епідермісі та дермі, з чіткою тенденцією до зменшення зі збільшенням довжини хвилі. Більш високе розсіювання на коротких довжинах хвиль (від 750нм до 850нм) знижує просторову роздільну здатність і обмежує глибину проникнення. При більшій довжині хвилі (від 900нм до 1000нм) розсіювання зводиться до мінімуму, що покращує проникнення світла в більш глибокі шари, де розташовані вени.

Оскільки, система ідентифікації на основі венозного рисунку долоні ґрунтується на фіксації контрасту між кровоносними судинами та навколишніми тканинами, що виникає через сильне поглинання ІЧ-випромінювання гемоглобіном у венах порівняно з меншим поглинанням у навколишніх тканинах. Довжини хвиль близько 940нм особливо вигідні, оскільки вони забезпечують баланс між низьким розсіюванням і адекватним контрастом поглинання. Це забезпечує достатню глибину зображення при збереженні чіткої диференціації венозного малюнка.

4 СИСТЕМА ОТРИМАННЯ ВЕНОЗНОГО ЗОБРАЖЕННЯ

4.1 Апаратна частина

Для отримання венозного рисунку долоні було проведено модифікацію попередньо розробленого сканера венозного рисунку долоні, шляхом заміни випромінювача з урахуванням раніше отриманого досвіду розробки приладу.

По-перше, змінено розташування та кількість світлодіодів, у попередній версії використовувалося 6 світлодіодів по 2 на кожен з 3 рядів. У новій версії використовується 2 ряди світлодіодів 1×8 з послідовно-паралельним підключенням.

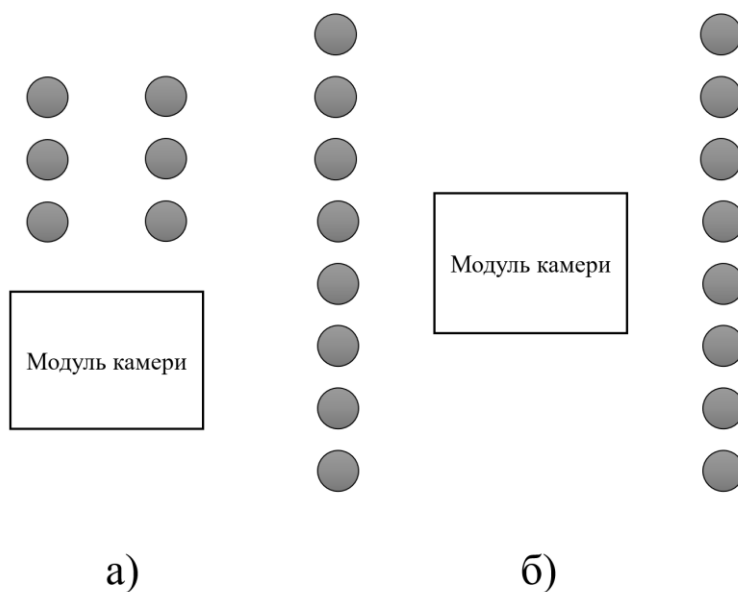


Рисунок 4.1 – Розташування світлодіодів у старій (а) та новій моделі (б)

По-друге, окрім світлодіодів з довжиною хвилі у 880 нм використовуються світлодіоди з довжиною 940 нм, дозволяючи отримувати більш детальні зображення, шляхом синтезу інформації, притаманної різним довжинам хвилі [5, 6, 7].

По-третє, замість зовнішнього джерела живлення використано живлення від портативного комп'ютера Raspberry Pi 4B за посередництвом модуля ШІМ

PCA9685, що в свою чергу дозволяє програмно керувати інтенсивністю випромінювання світлодіодів, для забезпечення оптимальної інтенсивності випромінювання та зменшення енергоспоживання системи.

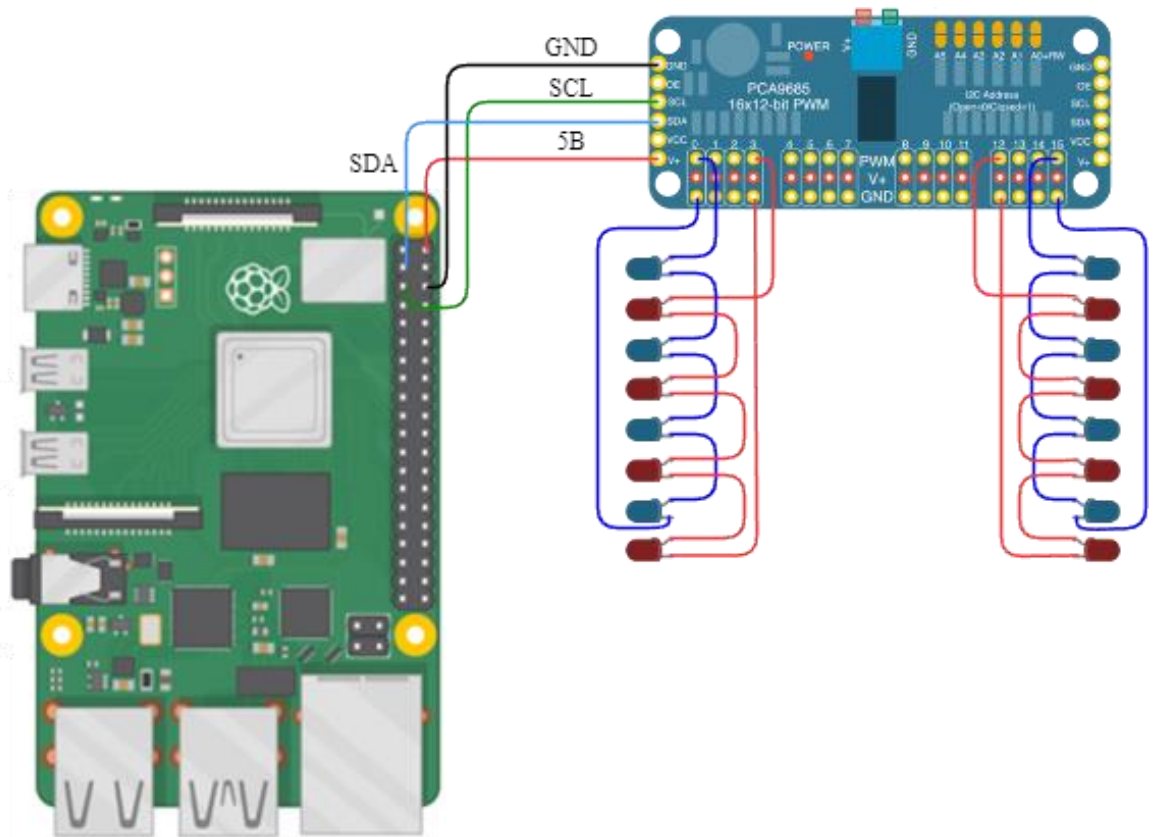


Рисунок 4.2 – Діаграма підключення модуля ШІМ до світлодіодів (880 нм – сині та 940 нм – червоні) та Raspberry Pi 4B

4.2 Отримання зображення

Для отримання зображення було використано використовується ГЧ-камера з попередньої версії сканера (Raspberry Pi Camera Module 2 NoIR).

Також написано код на мові програмування Python для отримання зображень при двох довжинах хвиль та подальшого обробки їх синтезу.

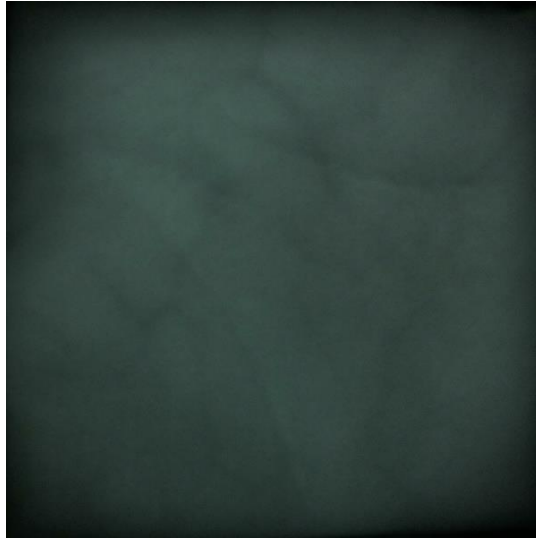


Рисунок 4.3 – Зображення при 880 нм

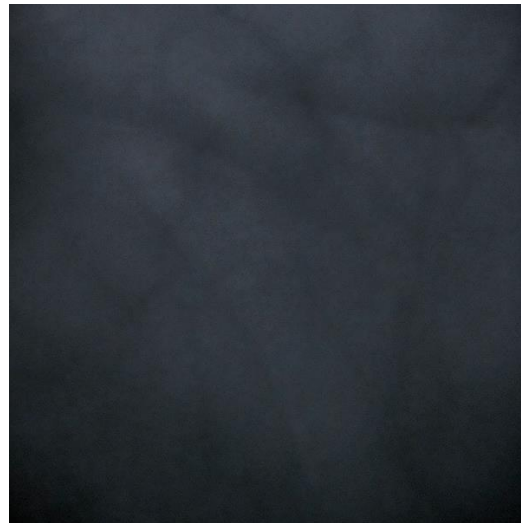


Рисунок 4.4 – Зображення при 940 нм

Процес обробки зображення не змінилися, окрім адаптації коду під оновлені пакети розширення Python, а саме:

- а) оброзмірення;
- б) зменшення шуму;
- в) вирівнювання гистограми;
- г) зміна кольорової моделі;
- д) скелетонізація.

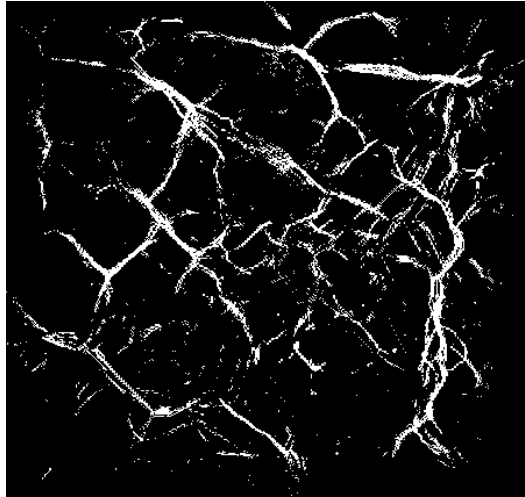


Рисунок 4.5 – Об'єднане зображення

Для кожного кроку обробки зображень розраховано статистичні параметри для аналізу ймовірності виявлення корисної інформації, зокрема відношення сигнал/шум φ , ймовірність правильного виявлення сигналу d та ймовірність помилкового виявлення сигналу f [8].

Відношення сигнал/шум φ обчислюється за формулою:

$$\varphi = \frac{\mu_S}{\sqrt{\sigma_{S+N}^2}}, \quad (4.2)$$

де μ_S – середнє значення сигнальної складової зображення;

σ_{S+N}^2 – дисперсія сигнальної складової за наявності шуму.

Ймовірність правильного виявлення сигналу d :

$$d = \int_{U_T}^{\infty} \frac{1}{\sqrt{2\pi\sigma_{S+N}^2}} e^{-\frac{(U-\mu_{S+N})^2}{2\sigma_{S+N}^2}} dU, \quad (4.3)$$

де μ_{S+N} – середнє значення сигнальної складової зображення за наявності шуму;

U_T – порогове значення.

Ймовірність помилкового виявлення сигналу f обчислюється наступним чином:

$$f = \int_{U_T}^{\infty} \frac{1}{\sqrt{2\pi\sigma_N^2}} e^{-\frac{(U-\mu_N)^2}{2\sigma_N^2}} dU, \quad (4.1)$$

де σ_N^2 – дисперсія шумової складової за наявності шуму;

μ_N – середнє значення шумової складової.

На рисунку 4.6 видно, що розподіл яскравості пікселів показує чіткий сигнал з виразним піком, а це означає, що напівтонове зображення все ще можна розпізнати на тлі шумової складової, але ймовірність помилкового розпізнавання є високою. Вирівнювання гістограми покращило ймовірність розпізнавання (рис. 4.7), але не вирішило проблему хибних спрацьовувань. Зміна колірної моделі на YUV розподіляє сигнал на більш високих рівнях яскравості. Цей крок дозволяє розширити діапазон яскравості сигналу по всьому спектру (рис. 4.8). Скелетизація змінила вміст зображення, в результаті чого з'явився переважно чорний фон і ділянки підвищеної яскравості для компонента сигналу, що представляє венозний малюнок. Це відображається високою концентрацією фонових компонентів лише на низьких рівнях яскравості, в той час як сигнал присутній в широкому діапазоні яскравості. При цьому ймовірність правильного виявлення сигналу зростає за рахунок того, що перетин гістограм корисного сигналу і фону мінімізується (рис. 4.9). Результати досліджень представлені в таблиці 4.1.

Таблиця 4.1 – Результати обчислення статистичних характеристик

| Етап | φ | d | f |
|----------------|-----------|-----|-------|
| Оброзмірення | 1.149 | 1 | 0.975 |
| Зменшення шуму | 1.262 | 1 | 0.992 |

Продовження таблиці 4.1

| Етап | φ | d | f |
|------------------------|-----------|-------|-------|
| Вирівнювання гістограм | 0.022 | 0.997 | 0.816 |
| Скелетонізація | 1.809 | 0.940 | 0.580 |

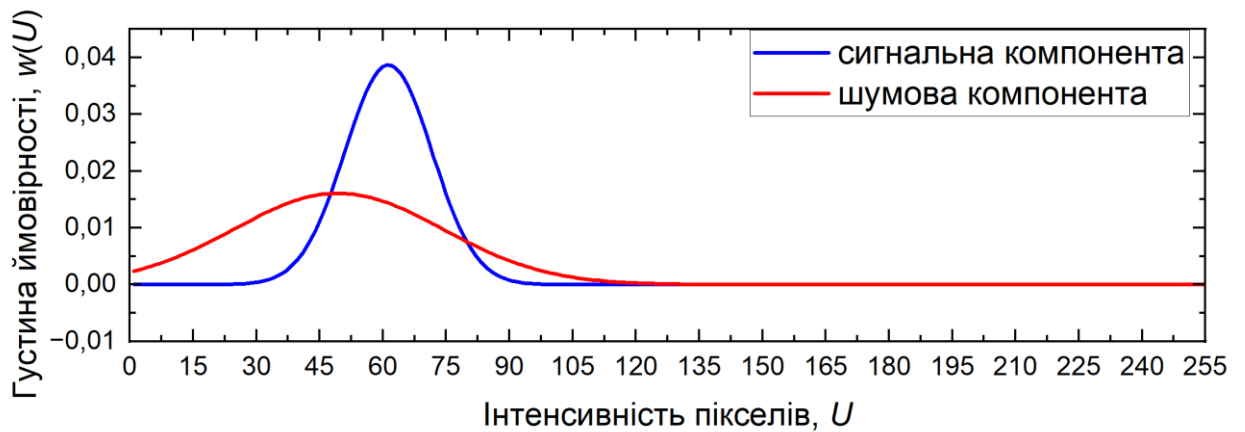


Рисунок 4.6 – Густина ймовірності сигнальної та шумової складових для оброзміреного зображення зі зміною кольорової моделі на відтінки сірого

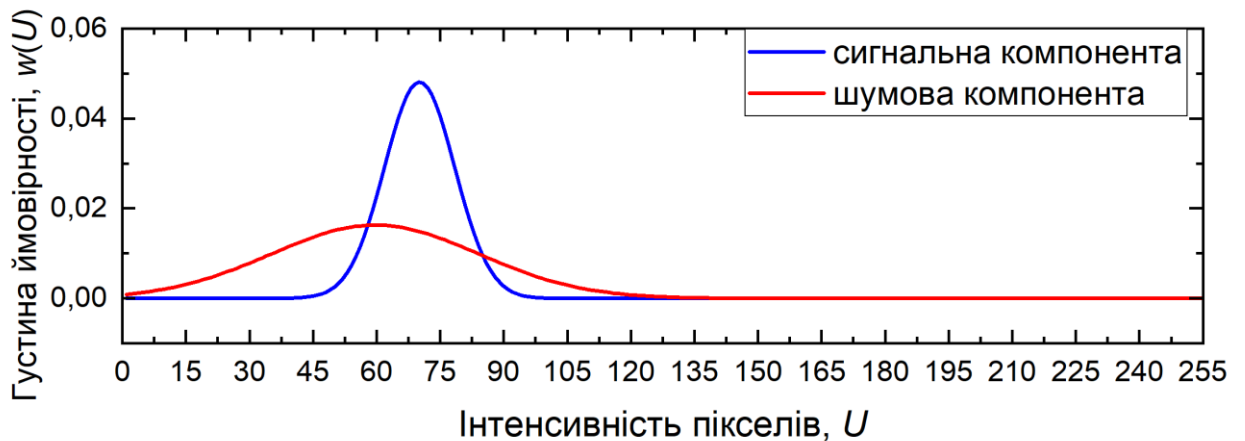


Рисунок 4.7 – Густина ймовірності сигнальної та шумової складових для етапу вирівнювання гістограм зображення

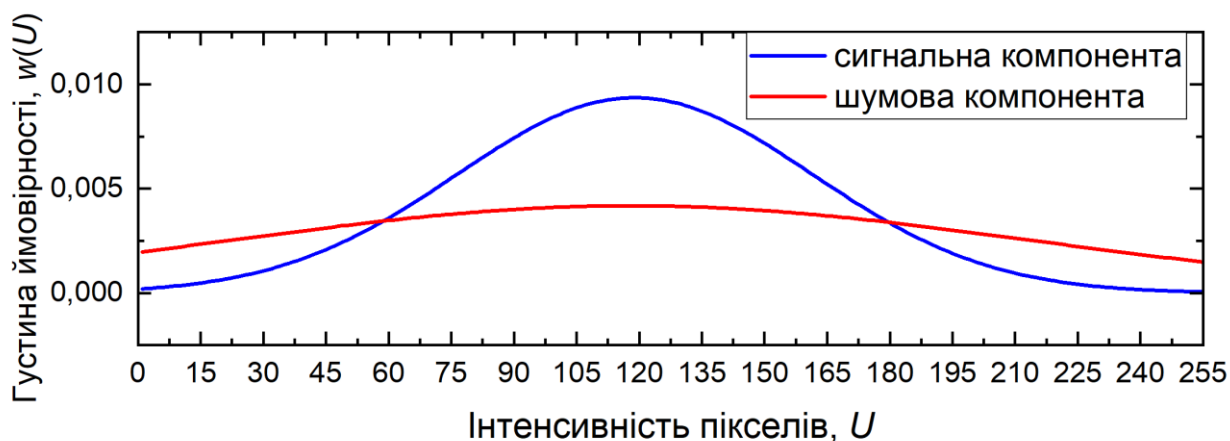


Рисунок 4.8 – Густина ймовірності сигнальної та шумової складових для етапу зміни кольорової моделі на YUV

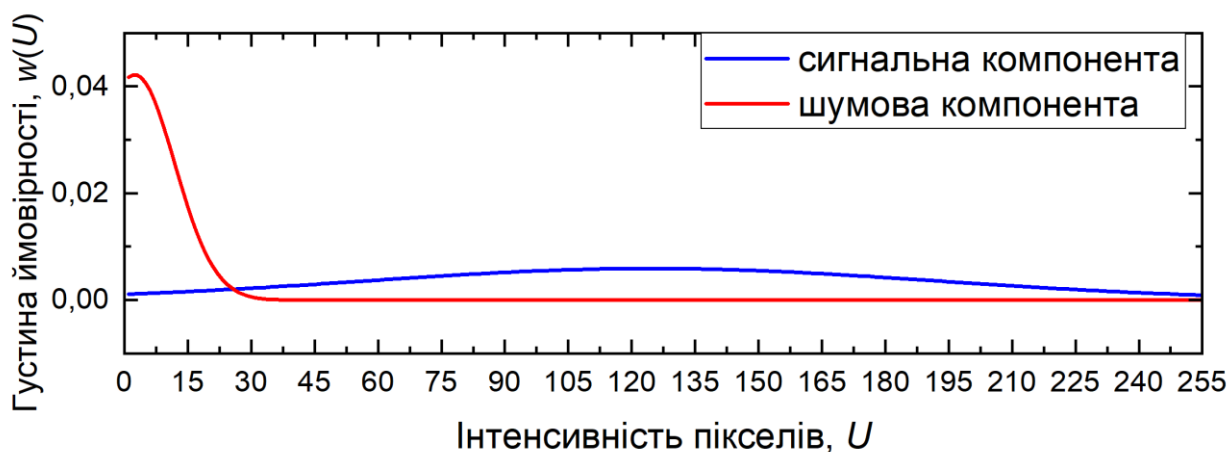


Рисунок 4.9 – Густина ймовірності сигнальної та шумової складових для етапу скелетонізації

На рисунку 4.10 представлено порівняльний графік, що ілюструє розподіл інтенсивності пікселів на певному відрізку зображення, демонструючи, як кожен етап обробки впливає на контрастність і чіткість венозного малюнка. На графіку показано чотири окремі лінії, кожна з яких відповідає одному етапу обробки зображення: розмірне зображення (помаранчева лінія), зображення без шуму (синя лінія), зображення з корекцією кольору (зелена лінія) та скелетонізоване зображення (червона лінія). Порівняння дозволяє кількісно оцінити вплив кожного етапу обробки на розподіл інтенсивності.

Спочатку помаранчева лінія, що представляє необроблене зображення, демонструє значні коливання, що також вказує на високий рівень шуму і обмежений контраст між венозною структурою і фоном. Така мінливість інтенсивності пікселів свідчить про те, що дрібні деталі венозного малюнка маскуються випадковим шумом і низьким контрастом, що ускладнює ідентифікацію чітких судинних особливостей. Після видалення шуму (синя лінія) коливання інтенсивності зменшуються, що свідчить про успішне зменшення шуму. Наступний крок згладжує профіль інтенсивності, зменшуючи сторонні варіації і починаючи більш чітко виявляти основну структуру.

Зі зміною колірної моделі (зелена лінія) венозний малюнок стає ще більш вираженим, на що вказують більш чіткі піки і долини на графіку інтенсивності. Це налаштування покращує контрастність, особливо виділяючи венозну структуру на тлі тканини. Фінальна червона лінія, що представляє скелетонізоване зображення, показує найбільш чіткі піки інтенсивності, що відповідають основним лініям венозної структури, в той час як інтенсивність фону залишається мінімальною. Цей етап ізолює первинні краї венозної мережі, забезпечуючи висококонтрастне і спрощене представлення патерну, що має важливе значення для точного структурного аналізу.

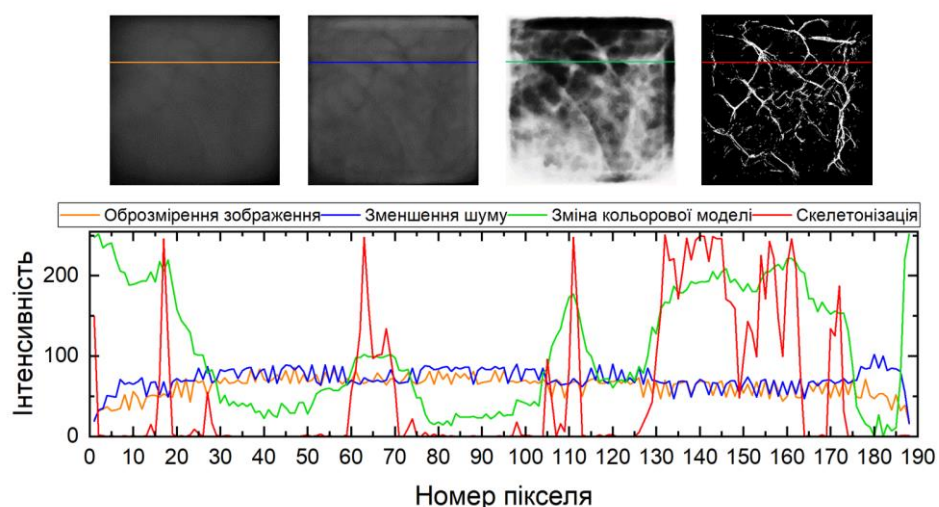


Рисунок 4.10 – Графік порівняння етапів обробки зображення на виділеному відрізку

Системи біометричної ідентифікації за венозним рисунком долоні стають дедалі актуальнішими у сучасних умовах, адже вони забезпечують високий рівень безпеки та автентифікації. На відміну від традиційних методів, таких як розпізнавання відбитків пальців або обличчя, технологія розпізнавання вен долоні покладається на унікальні внутрішні судинні візерунки, які практично неможливо підробити чи змінити. Крім того, безконтактний характер цієї технології особливо важливий у медичних і громадських закладах, де дотримання гігієнічних норм є пріоритетом.

У межах виконаної роботи було проведено моделювання проходження інфрачервоного випромінювання через шкіру пацієнта з використанням методу Монте-Карло. Моделювання підтвердило доцільність застосування двох довжин хвиль (880нм і 940нм), що дозволяє враховувати різні оптичні властивості тканин і забезпечує високу якість візуалізації венозного рисунку. Такий підхід сприяє оптимізації параметрів системи та адаптації до різних фізіологічних умов користувачів.

Важливу роль у реалізації системи відіграють ІЧ-світлодіодні випромінювачі. Їхні характеристики, зокрема довжина хвилі та інтенсивність, суттєво впливають на якість і деталізацію зображення вен. У роботі здійснено модифікацію сканера венозного рисунку долоні, зокрема змінено розташування світлодіодів і додано випромінювачі з довжиною хвилі 940нм до вже наявних 880нм. Це дозволило отримати більш чіткі та детальні зображення вен за рахунок використання різних рівнів проникнення ІЧ-випромінювання у тканини.

Окрім апаратних удосконалень, модифіковано програмну частину системи. Реалізовано функцію широтно-імпульсної модуляції для керування світлодіодами, що забезпечує контроль їхньої інтенсивності, а також алгоритм злиття зображень, отриманих за різними довжинами хвиль. Це дозволило значно підвищити деталізацію та якість венозного рисунку, що позитивно впливає на точність ідентифікації. Отримані результати підвищують універсальність і

надійність системи, роблячи її ефективним інструментом для використання у сучасних системах безпеки та автентифікації.

ПЕРЕЛІК ДЖЕРЕЛ ПОСИЛАННЯ

1. Wang L., Jacques S. L., Zheng L. MCML–Monte Carlo modeling of light transport in multi-layered tissues. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*. 2015. Т. 47, № 2. С. 131–146. URL: [https://doi.org/10.1016/0169-2607\(95\)01640-f](https://doi.org/10.1016/0169-2607(95)01640-f)
2. Jacques S. L. Optical properties of biological tissues: a review. *Physics in Medicine and Biology*. 2013. Т. 58, № 11. С. R37–R61. URL: <https://doi.org/10.1088/0031-9155/58/11/r37>
3. Glukhov O., Anufriiev V., Chekubasheva V. Creation of a skin model for calculating optical radiation propagation in biometric identification systems based on the venous pattern of the palm. *Grail of Science*. 2024. № 43. С. 281–284. URL: <https://doi.org/10.36074/grail-of-science.06.09.2024.036>
4. Jacques S. mcxyz.c. Laser Photomedicine and Biomedical Optics at the Oregon Medical Laser Center. URL: <https://omlc.org/software/mc/mcxyz/index.html>
5. Multi-Wavelength Biometric Acquisition System Utilizing Finger Vasculature NIR Imaging / J. Fiolka та ін. *Sensors*. 2023. Т. 23, № 4. С. 1981. URL: <https://doi.org/10.3390/s23041981>
6. Vein visualization enhancement by dual-wavelength phase-locked denoising technology / L. Ruan та ін. *Journal of Innovative Optical Health Sciences*. 2023. URL: <https://doi.org/10.1142/s1793545823500335>
7. Review of palm vein recognition / W. Wu та ін. *IET Biometrics*. 2019. Т. 9, № 1. С. 1–10. URL: <https://doi.org/10.1049/iet-bmt.2019.0034>
8. Perspective of Creating Low-Cost Medical Assistant Robot Based on Waffle PI4 Platform with Palm Vein Pattern Scanner Authors V. V. Anufriiev / V. V. Anufriiev та ін. *Visnyk NTUU KPI Seriiia - Radiotekhnika Radioaparotobuduvannia*. 2024. № 98. С. 46–54. URL: <https://doi.org/10.20535/RADAP.2024.98.46-54>.