

УДК 615.471.03:616.073

С. В. ПАВЛОВ, РОВІРА ХУРАДО РОНАЛЬД УМБЕРТО, В. В. ХОЛІН,
Л. Є. НИКИФОРОВА, М. Ф. ТЕРЕЩЕНКО, О. С. КОМАРОВА

ІМІТАЦІЙНЕ МОДЕЛЮВАННЯ ПРОЦЕСІВ МІГРАЦІЇ ФОТОНІВ В БІОЛОГІЧНОМУ СЕРЕДОВИЩІ

Вінницький національний технічний університет, м. Вінниця, Україна

Universidad Estatal Península de Santa Elena, La Libertad, Ecuador

ПП "Фотоніка Плюс", м. Черкаси, Україна

Національний університет біоресурсів та природокористування України

НТТУ КПІ імені Ігоря Сікорського, м. Київ, Україна

Анотація. В статті розроблено вдосконалену імітаційну модель поширення фотонів у розсіювальній біотканині на основі методу Монте-Карло, що дозволяє комплексно враховувати всі основні оптичні процеси, що відбуваються при поширенні оптичного випромінювання через БТ. На основі розробленої статистичної моделі проведено імітаційне моделювання процесів поширення фотонів у шкірі та окремих її шарах, яке дозволило встановити характеристики розсіювання та пропускання для кожного з шарів шкіри з модельними параметрами з урахуванням кутів падіння випромінювання видимого та ближнього ІЧ діапазонів, товщини шарів шкіри. Також моделювання дозволило визначити відносну інтенсивність розсіяних фотонів залежно від локалізації.

Ключові слова: оптичні вимірювання, метод Монте-Карло, оптично анізотропні біотканини, медична діагностика.

Abstract. The article developed an improved simulation model of the propagation of photons in scattering biotissue based on the Monte Carlo method, which allows comprehensive consideration of all the main optical processes that occur during the propagation of optical radiation through BT. On the basis of the developed statistical model, simulation modeling of photon propagation processes in the skin and its separate layers was carried out, which allowed to establish the scattering and transmission characteristics for each of the skin layers with model parameters taking into account the angles of incidence of radiation in the visible and near-IR ranges, the thickness of the skin layers. Also, the simulation made it possible to determine the relative intensity of scattered photons depending on localization.

Key words: optical measurements, Monte Carlo method, optically anisotropic biotissues, medical diagnostics.

DOI: 10.31649/1681-7893-2023-46-2-105-116

АКТУАЛЬНІСТЬ

Розробка та удосконалення методів і пристроїв для візуалізації та діагностики внутрішньої структури живих тканин є важливим завданням біомедичної оптики. Оптичні методи діагностики різних захворювань є одними з найбільш перспективних для використання у медичній практиці. Окремий важливий напрям у техніці біомедичних досліджень займають автоматизовані системи вимірювання і аналізу поляризаційних параметрів біотканин (БТ), які використовують зондування лазерним пучком.

Шкіра людини є багатошаровим випадково розсіюючим оптичним середовищем. Під дією оптичного випромінювання (ОВ) у шкірі відбувається безліч різних процесів. Для опису цих процесів існує ряд оптичних моделей, що дозволяють описувати конкретну фізичну задачу або її окремий випадок [1, 2]. Розглянемо модель поширення ОВ у поверхневих шарах шкіри (роговий шар, епідерміс, дерма). Узагальнена схема траєкторій поширення світла у шкірі представлена на рис. 1.

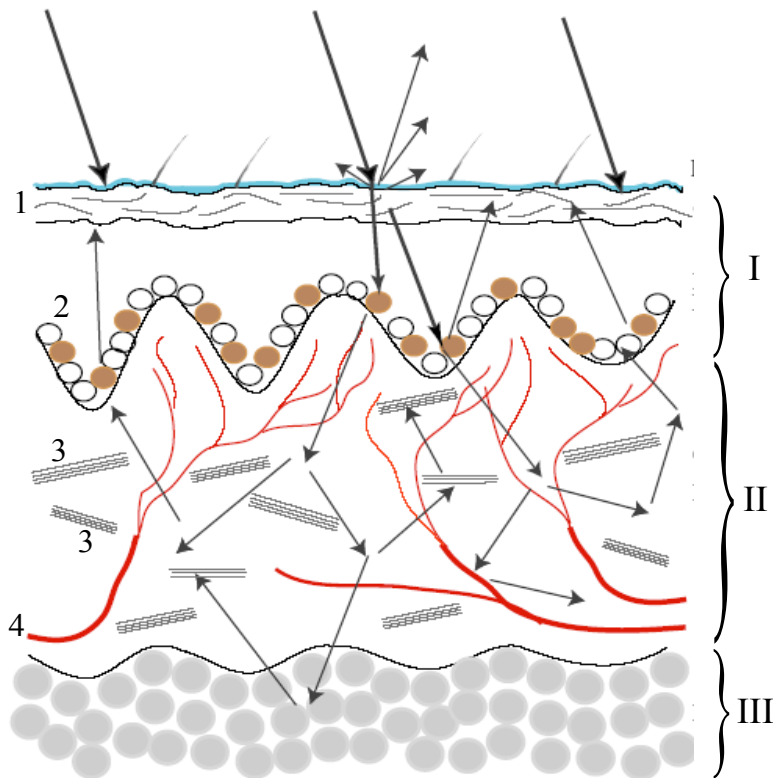


Рисунок 1 – Схема траєкторій поширення ОВ у шкірі:
 I – епідерміс, II – дерма, III – підшкірний жировий шар; 1 – роговий шар,
 2 – базальна клітинна мембрана (меланоцити), 3 – колагенові волокна,
 4 – кровоносні судини [13, 14]

ОПТИЧНІ ВЛАСТИВОСТІ БІОТКАНИНИ

З оптичної точки зору біотканина - поглинаюче середовище з сильно вираженими властивостями, що розсіюють. Процеси взаємодії лазерного випромінювання зі шкірою необхідно вивчати з урахуванням особливостей її структури та біофізичних характеристик компонентів, що входять до її складу.

Фундаментальні механізми розсіювання, відображення та поглинання оптичного випромінювання в шкірі залежать від її пігментації, складу крові, структури колагенових волокон (визначають розподіл фотонів в області, що опромінюється), геометрії та щільності упаковки розсіювачів та інших факторів. На взаємодію ОВ з БТ впливають показник заломлення n , коефіцієнт розсіювання μ_{sca} та коефіцієнт поглинання μ_{abs} . Розсіювання ОВ є найінтенсивнішим для об'єктів, розмір яких можна порівняти з довжиною хвилі падаючого ОВ ($d \sim \lambda$).

Концентрація крові, меланіну та кератину у шкірі також суттєво впливає на її оптичні властивості [2, 3, 4]. Основними розсіювачами ОВ у шкірній тканині є ліпіди та білки. Так, роговий шар містить головним чином ліпідні розсіювачі. Основними білками, що розсіюють, в шкірі є кератин і меланін (в епідермісі - білки колагенових волокон, в дермі - білки еластину).

Тканина шкіри має три основні типи поглиначів ОВ: кров, меланосоми та кератин (кровоносні судини та капіляри розташовані глибше за епідерміс). Основні смуги поглинання крові знаходяться в діапазонах 400÷425 нм та 500÷600 нм. При довжині хвилі понад 600 нм поглинання крові стає низьким.

Незначна частина ОВ (4÷7% при нормальному падінні у видимому діапазоні довжин хвиль) відбивається від поверхні шкіри. На відбивну здатність шкіри в діапазоні 300÷700 нм сильно впливає концентрація меланоцитів (меншою мірою цей вплив проявляється на коротких довжинах хвиль УФ-випромінювання). Основним компонентом епідермісу (рогового шару) є кератин, який вибірково поглинає УФ випромінювання з характерним піком в області 280 нм. Оптичні властивості поверхневих шарів шкіри у видимому, УФ та ближньому ІЧ діапазонах наведені в таблиці 2.1 [5, 6].

Таблиця 1

Оптичні властивості шарів біотканини людини

Шар	$\lambda, \text{нм}$	$\mu_a, \text{см}^{-1}$	$\mu_s, \text{см}^{-1}$	g
Роговий шар	193	6000	-	-
	250	1150	2600	0,9
	308	600	2400	0,9
	337	330	2300	0,9
	351	300	2200	0,9
	400	230	2000	0,9
Епідерміс	250	1000	2000	0,69
	308	300	1400	0,71
	337	120	1200	0,72
	351	100	1100	0,72
	415	66	800	0,74
	488	50	600	0,76
	514	44	600	0,77
	585	36	470	0,79
	633	35	450	0,8
	800	40	420	0,85
Дерма	250	26	833	0,69
	308	8,7	583	0,71
	337	6,1	500	0,72
	351	5,2	458	0,72
	415	3,5	320	0,74
	488	2,6	250	0,76
	514	2,2	250	0,77
	585	2,2	196	0,79
	633	2	187,5	0,8
	800	1,7	175	0,85

ЗАСТОСУВАННЯ МЕТОДУ МОНТЕ-КАРЛО ДЛЯ АНАЛІЗУ ПОШИРЕННЯ ФОТОНІВ В СЕРЕДОВИЩІ

Для чисельного рішення рівняння перенесення випромінювання в БТ великий інтерес представляє метод статистичного моделювання (метод Монте-Карло), у якому імітується поширення фотонів у середовищі, що розсіює шляхом відстеження випадкових траєкторій окремих фотонів [7, 8].

Метод Монте-Карло базується на проведенні сукупності прийомів, що дозволяють отримати необхідні рішення за допомогою багаторазових випадкових випробувань [9, 10].

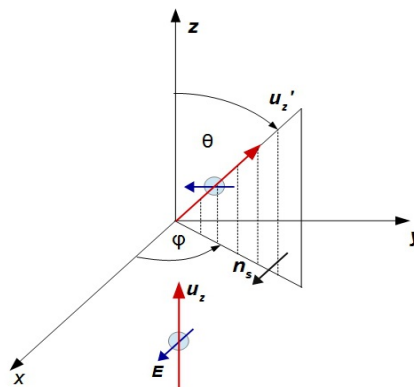


Рисунок 2 – Схема розсіювання: $u_z(u_z')$ – напрямок міграції фотона, а n_s – нормаль до площини розсіювання, θ, φ – зенітний та азимутальний кути

МАТЕМАТИЧНЕ МОДЕЛЮВАННЯ ПРОЦЕСІВ МІГРАЦІЇ ФОТОНІВ В БІОТКАНИНІ

У запропонованій моделі кожна траєкторія складається з відрізків вільного пробігу фотонів та точок взаємодії їх із речовиною. По всьому оптичному шляху фотони можуть поглинатися, розсіюватися, відбиватися від межі розділу двох середовищ, і навіть можуть проходити крізь середу. Для обліку поглинання фотона привласнюється певна вага, яка зменшується доти, доки фотон не буде повністю не поглинений. При розсіянні визначається новий напрямок руху фотона з урахуванням фазової функції та випадкового числа ξ . Рух фотона триває доти, доки він не поглинений, або не вийде за межі середовища.

Стан поляризації фотона пов'язані з локальною системою відліку, отже зберігається у кожному акті взаємодії зразком. Лабораторна та локальна системи відліку збігаються у точці падіння (0,0,0) (рис. 2).

Для фотона розташованого в (x, y, z) , який зсувається на відстань Δs у напрямку u_z з напрямними косинусами $(\mu_{zx}, \mu_{zy}, \mu_{zz})$, нові координати (x', y', z') задаються рівнянням:

$$\begin{aligned} x' &= x + \Delta s \mu_{zx}; \\ y' &= y + \Delta s \mu_{zy}; \\ z' &= z + \Delta s \mu_{zz}. \end{aligned} \tag{1}$$

Процес поширення фотонів включає зміщення через розповсюдження та обертання через розсіювання в БТ. Зміщення Δs розраховуються як функція розподілу

$$\Delta s = \frac{-\ln \xi}{\mu_a + \mu_s}. \tag{2}$$

Стан поляризації відстежується шляхом оновлення напрямку вектора електричного поля \vec{E} , як показано на рис. 2. Електричне поле спочатку визначається щодо власної системи, що збігається з лабораторною. При заданому куті розсіювання та азимутальному куті вектор електричного поля змінюється двічі – обертанням навколо напрямку розповсюдження з азимутальним кутом та обертанням навколо нормалі до площини розсіювання з кутом розсіювання. Щоб зберегти напрямок щодо лабораторної системи, обидва обертання розглядаються як обертання навколо одного вектора і розраховуються за допомогою рівняння Родрігеса [11].

Формула Родрігеса є ефективним алгоритмом для опису обертання векторів у просторі з урахуванням осей та кута повороту. Ілюструємо цей процес обертанням вектора u_z навколо n_s (рис. 3).

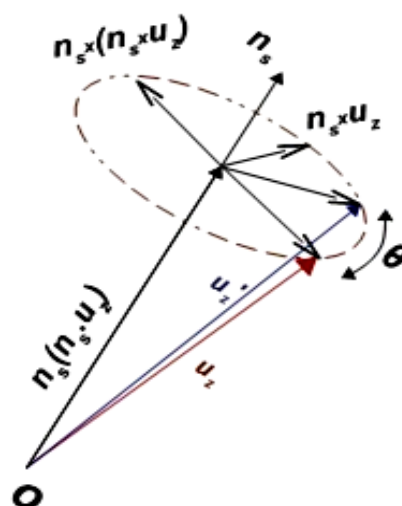


Рисунок 3 – Обертання вектора напрямку розповсюдження фотона навколо нормалі до площини розсіювання

Вектор \mathbf{u}_z розкладається на паралельну $\mathbf{u}_{z\parallel} = \mathbf{n}_s(\mathbf{n}_s \cdot \mathbf{u}_z)$ і перпендикулярну до осі обертання компоненти $\mathbf{u}_{z\perp} = \mathbf{n}_s \times (\mathbf{n}_s \times \mathbf{u}_z)$. При обертанні в площині розсіювання фотонів компонент вектора $\mathbf{u}_{z\perp}$ перетворюється на вираз

$$\mathbf{u}_{z\perp}' = \sin\theta(\mathbf{n}_s \times \mathbf{u}_z) - \cos\theta(\mathbf{n}_s \times (\mathbf{n}_s \times \mathbf{u}_z)), \quad (3)$$

паралельний компонент залишається незмінним $\mathbf{u}_{z\parallel}' = \mathbf{u}_{z\parallel}$.

Повернутий навколо нормалі до площини розсіювання вектор електричного поля фотона в результаті акту взаємодії з середовищем може бути представлений через матрицю повороту $\mathbf{R}(\theta, \mathbf{n}_s)$:

$$\begin{aligned} \mathbf{u}_z' &= \mathbf{u}_{z\perp}' + \mathbf{u}_{z\parallel}' = \mathbf{R}(\theta, \mathbf{n}_s) \cdot \mathbf{u}_z = \\ &= \mathbf{n}_s(\mathbf{n}_s \cdot \mathbf{u}_z) + \sin\theta(\mathbf{n}_s \times \mathbf{u}_z) - \cos\theta(\mathbf{n}_s \times (\mathbf{n}_s \times \mathbf{u}_z)). \end{aligned} \quad (4)$$

З урахуванням спрощення у виразах (2-3) у лабораторній системі координат матриця повороту має вигляд:

$$\mathbf{R}(\theta, \mathbf{n}_s) = \begin{bmatrix} c_\theta + n_x^2(1-c_\theta) & n_y n_x(1-c_\theta) - n_z s_\theta & n_y s_\theta + n_x n_z(1-c_\theta) \\ n_z s_\theta + n_x n_y(1-c_\theta) & c_\theta + n_y^2(1-c_\theta) & -n_x s_\theta + n_y n_z(1-c_\theta) \\ -n_y s_\theta + n_x n_z(1-c_\theta) & n_x s_\theta + n_y n_z(1-c_\theta) & c_\theta + n_z^2(1-c_\theta) \end{bmatrix} \quad (5)$$

де $c_\theta = \cos(\theta)$, $s_\theta = \sin(\theta)$, n_x, n_y, n_z – компоненти одиничного вектора \mathbf{n}_s в лабораторній системі відліку.

Розглянемо імітаційну модель плоскопаралельного зразка шкіри з шарів, кожен з яких визначається наступними параметрами: товщина d , показник заломлення n , коефіцієнт поглинання μ_{abs} , коефіцієнт розсіювання μ_{sca} і фактор анізотропії g .

При лінійному поглинанні узагальнений закон Бугера має вигляд:

$$I = (1 - R)I_0 e^{-kcz}, \quad (6)$$

де R – коефіцієнт відбиття середовища, k – молярний коефіцієнт поглинання середовища ($\mu_{\text{abs}} = kc$), c – концентрація поглинаючих частинок, z – товщина зразка.

Для врахування зміни стану поляризації оптичного випромінювання при розсіянні розглянемо модель перенесення фотонів у біологічній тканині на основі відстеження напрямків електричного поля у кожному акті розсіювання.

Для фізичного опису фотона йому надаються такі характеристики:

- вага w ;
- поточне положення (x, y, z) в лабораторній системі координат;
- довжина хвилі λ ;
- положення в локальній системі координат (x', y', z') , в якій напрям вектора розсіювання \mathbf{u}_z збігається з координатою z лабораторної системи.

Біологічна тканина моделюється як однорідна пластина, що розсіює, яка характеризується коефіцієнтами поглинання μ_{abs} , розсіювання μ_{sca} та анізотропії g . Коефіцієнт анізотропії g визначається як середній косинус кута відхилення БТ та у шкірі має значення від 0,7 до 0,99.

У кожній точці взаємодії в біологічному зразку фотон може піддаватися різним процесам: поглинання, поглинання-перевипромінювання або розсіювання. Останнє пов'язане з фазовою функцією розсіювання $p(\theta, \phi)$, яка визначає ймовірність розсіювання в межах тілесного кута $\Omega(\theta, \phi)$, що відраховується від напрямку розповсюдження \mathbf{u}_z . Вважається, що після закінчення числа актів розсіювання $1/(1 - g)$ напрямку фотона стає зовсім випадковим і не залежить від вихідного.

Визначення довжини вільного пробігу Λ фотона виконується згідно з класичним підходом Монте-Карло для БТ [12, 13]

$$\Lambda = -\tilde{l} \ln(1 - \xi). \quad (7)$$

де Λ – середня довжина вільного пробігу фотону, $\tilde{l} = (\mu_{\text{abs}} + \mu_{\text{sca}})^{-1}$; параметр ξ описується функцією щільності ймовірності [14, 15]:

$$\int_0^{\Lambda} p(l)dl = \xi \in (0,1). \quad (8)$$

Наприклад, БТ з коефіцієнтом розсіювання 24см^{-1} , коефіцієнтом поглинання 6см^{-1} , анізотропія 0.9, товщина 0.03 см максимальна довжина вільного пробігу становить 0,03 см.

Випадковий кут розсіювання по відношенню до напрямку падаючого фотона θ вибирається виходячи з функції розподілу для $\cos(\theta)$:

$$\cos(\theta) = \frac{1}{2g} \left[1 + g^2 - \left(\frac{1 - g^2}{1 - g + 2g\xi} \right)^2 \right]. \quad (9)$$

Азімутальний кут вибирається випадковим методом виходячи з кумулятивної функції розподілу. Фотон продовжить своє поширення доти, доки вийде межі зразка ($z < 0$ или $z > d$) чи поглинеться. Алгоритм моделювання складається з таких кроків:

- Генерація характеристик середовища та джерела (у моделі $\lambda=633$ нм).
- Генерація фотона з урахуванням просторових координат, полярного та азимутального кутів (x, y, z, θ, φ). Привласнення фотону початкової ваги W_0 .
- Обчислення зменшення ваги фотона через дзеркальне та дифузне відображення R [11]

$$W = W_0(1 - R). \quad (10)$$

Коефіцієнт відображення на межі середовища обчислюється на підставі формул Френеля як середнє для s і p напрямків поляризації [11,12]

$$R = 0,5 \left[\frac{\sin^2(\alpha - \beta)}{\sin^2(\alpha + \beta)} + \frac{tg^2(\alpha - \beta)}{tg^2(\alpha + \beta)} \right]. \quad (11)$$

1. Визначення довжини вільного пробігу Λ фотона [104-105]

$$\Lambda = -\tilde{l} \ln(1 - \xi). \quad (12)$$

де Λ – середня довжина вільного пробігу фотону, $\tilde{l} = (\mu_{\text{abs}} + \mu_{\text{sca}})^{-1}$; параметр ξ описується функцією щільності ймовірності [106-107]:

$$\int_0^{\Lambda} p(l)dl = \xi \in (0,1). \quad (13)$$

2. Визначення кута напрямку руху фотона в результаті випадкового розсіювання за допомогою фазової функції Хені-Грінштейна [11]

$$\theta = \arccos \left(\frac{1}{2g} \left[1 + g^2 - \left(\frac{1 - g^2}{1 - g + 2g\xi} \right)^2 \right] \right). \quad (14)$$

3. Обчислення поглинання. З урахуванням поглинання вага фотона зменшується на величину

$$\Delta W = (\mu_{\text{abs}}/W_{\text{ext}}), \quad (15)$$

при цьому $W_n = W_{n-1} - \Delta W$.

4. Пункти 4 - 6 повторюються до того часу, поки фотон не вийде межі середовища, або поглинеться.

5. Імітаційне моделювання проводилося серед пакету прикладних програм MATLAB.

МОДЕЛЮВАННЯ ТА РЕЗУЛЬТАТИ ДОСЛІДЖЕНЬ

Графічне представлення траєкторій розсіювання фотонів у площині модельного зразка епідермісу показано на рис. 4.

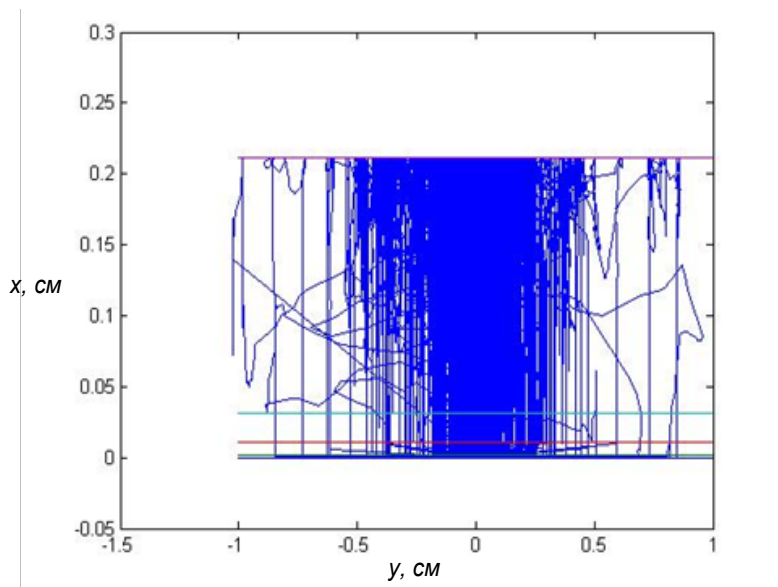


Рисунок 4 – Моделювання перенесення фотонів через епідерміс

Кутова характеристика коефіцієнта відбиття світла межі рогового шару епідермісу показано на рис. 5. Такий модельний підхід дозволяє вибрати відповідний діапазон значення кутів падіння ОІ при побудові експериментальної схеми вимірювань (так, при кутах падіння більше 70° внесок відображення у взаємодію фотонів із середовищем стає визначальним) [15, 16, 17].

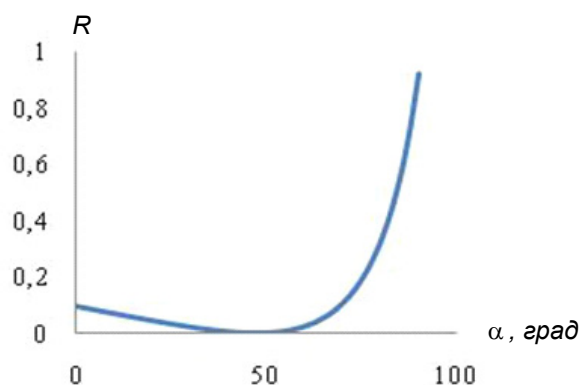


Рисунок 5 – Коефіцієнт відбиття на межі рогового шару

Також отримано розподіл обернено розсіяних фотонів на поверхні модельного зразка епідермісу шкіри (рис. 6) [18, 19].

Результати, отримані за допомогою описаної моделі, порівнювалися з результатами інших досліджень, які вважаються добрим наближенням до процесу перенесення фотонів у каламутних середовищах [11, 12, 14]. Зіставлені значення абсолютного пропускання T і відображення R при нормальному падінні ОВ на модельний зразок епідермісу шкіри із зазначеними вище характеристиками представлені у таблиці 2.

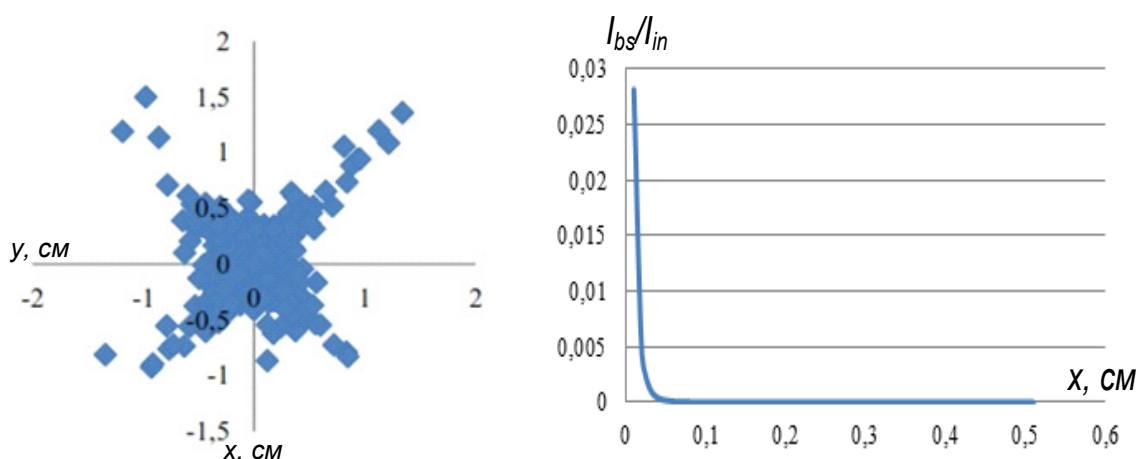


Рисунок 6 – Розподіл розсіяних фотонів: а) у площині поверхні шкіри; б) частка обернено розсіяних фотонів за координатою x

Таблиця 2

Відбиття та пропускання в розсіюючому середовищі

Модель	T	R
Ван Де Хюлст [102]	0,66096	0,09739
Праль [103]	0,66159	0,09711
Ванг Л. [104]	0,66096	0,09734
Автори [105]	0,66796	0,10021

Для дослідження поширення ОБ в багатошаровій шкірі використовуємо імітаційну модель, що представляє зразок із сукупності сферичних центрів розсіювання, зважених в однорідному середовищі з такими оптичними властивостями (див. таблицю 3).

Таблиця 2.3

Модельні оптичні властивості біотканини ($\lambda=633\text{нм}$) [87, 134]

Шар	Товщина δ [см]	n	μ_{abs} [см ⁻¹]	μ_s [см ⁻¹]	g
Роговий слой	0.002	1.562	0.0022	251	0.90
Епідерміс	0.009	1.529	32.0000	321	0.81
Папілярна дерма	0.020	1.490	0.1100	132	0.82
Сітчастий шар дерми	0.180	1.488	0.0806	132	0.82
Пішкірний шар	0.300	1.567	1.1000	118	0.90

Для оцінювання поширення фотонів у багатошаровому зразку шкіри використовуємо розглянутий алгоритм з урахуванням таких кроків:

- оцінка коефіцієнта відображення на межі поділу середовищ;
- обчислення довжини вільного пробігу Λ ;
- оцінка взаємодії фотонів у кожному шарі;
- реєстрація місця, де розсіяні фотони залишають поверхню зразка.

Алгоритм перенесення фотонів у багатошаровій шкірі також було реалізовано в MATLAB. Результати моделювання з урахуванням оцінки взаємодії фотонів шляхом порівняння довжини вільного пробігу Λ з відповідною товщиною шару показано на рис. 7 та рис. 8.

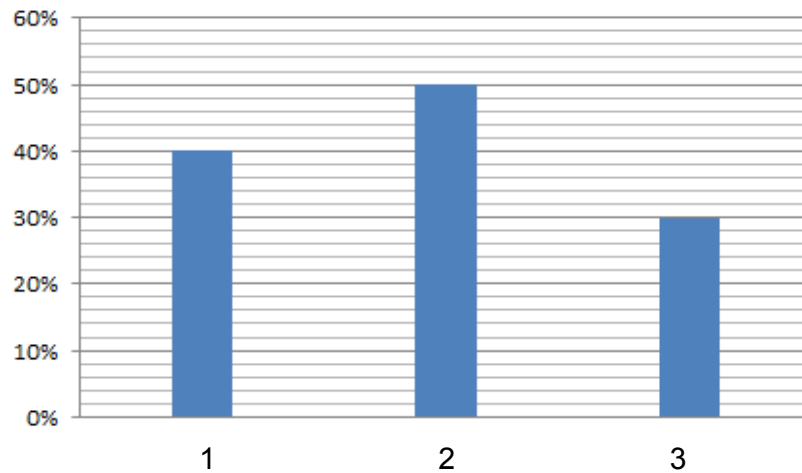


Рисунок 7 – Відсоток розсіяних у шарі шкіри фотонів: 1 – роговий шар; 2 – епідерміс; 3 – сосочковий шар дерми

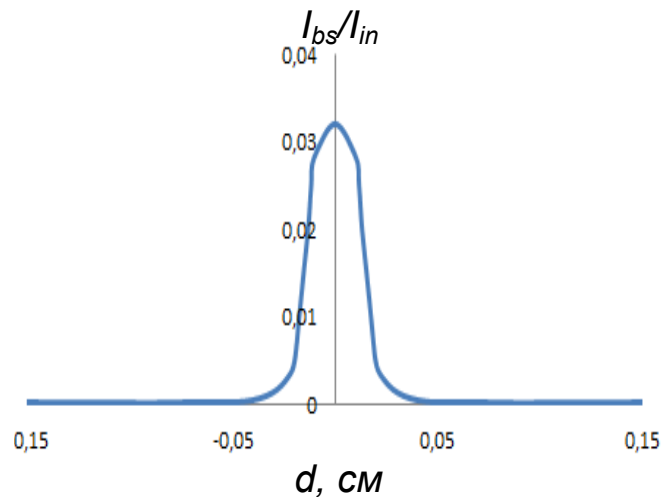


Рисунок 8 – Відносна інтенсивність розсіяних фотонів на поверхні шкіри (багатошарова модель)

Для оцінювання ймовірності зворотного розсіювання було пошарово розраховано розподіл фазової функції $p(\cos\theta)$. Моделювання дозволило оцінити відсоткове співвідношення числа фотонів зворотного розсіювання для кожного з шарів (підшкірний шар розглядався як дифузний відбивач).

Таким чином, імітаційне моделювання дозволило встановити, що:

- найбільше значення коефіцієнта пропускання T на межі розділу повітря та рогового шару відповідає куту падіння 45° . У міру збільшення кута падіння кількість відбитих фотонів з рогового шару зменшується, не досягаючи внутрішньої структури шкіри;
- роговий шар є прозорим для фотонів видимого та ближнього ІЧ діапазонів, так як 60% фотонів, які проходять через цей шар, не відчувають ні розсіювання, ні поглинання;
- в епідермісі можливість розсіювання більше, ніж у інших шарах, згідно з моделюванням 50% фотонів, що поширюються в епідермісі, випробували розсіювання;
- пряме розсіювання є переважним для рогового шару та епідермісу;
- всі фотони, які поширюються в ретикулярній дермі рано чи пізно розсіюються або поглинаються, оскільки L у всіх симуляціях була меншою, ніж товщина шару;
- як видно на рис. 8 відносна інтенсивність обернено розсіяних фотонів швидко зменшується в міру віддалення від точки падіння.

ВИСНОВОК

Розроблено вдосконалену імітаційну модель поширення фотонів у розсіювальній біотканині на основі методу Монте-Карло, що дозволяє комплексно враховувати всі основні оптичні процеси, що відбуваються при поширенні оптичного випромінювання через БТ. Модель відрізняється від відомих тим, що дозволяє враховувати стан поляризації падаючого випромінювання та зміну його оптичних характеристик шляхом відстеження електричного поля у кожному акті взаємодії.

На основі розробленої статистичної моделі проведено імітаційне моделювання процесів поширення фотонів у шкірі та окремих її шарах, яке дозволило встановити характеристики розсіювання та пропускання для кожного з шарів шкіри з модельними параметрами з урахуванням кутів падіння випромінювання видимого та ближнього ІЧ діапазонів, товщини шарів шкіри. Також моделювання дозволило визначити відносну інтенсивність розсіяних фотонів залежно від локалізації.

ПОДЯКИ

Дослідження виконано за підтримки гранту Національного фонду досліджень України 2022.01/0135.

СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ

1. Born M. Principles of Optics: Electromagnetic Theory of Propagation, Interference and Diffraction of Light / M. Born, E. Wolf // 6th edn. (corrected). – Pergamon Press, 1986. – P. 45-113.
2. Wang X. Polarized light propagation through scattering media: time-resolved Monte Carlo simulations and experiments / X. Wang // Journal of biomedical optics. – 2003. – Т. 8. – №. 4. – С. 608-617.
3. Wang L. MCML – Monte Carlo modeling of light transport in multi-layered tissues / L. Wang, L. J. Steven, Z. Ligiong // Computer methods and programs in biomedicine. – № 47, 1995. – P 131–145.
4. Van de Hulst H. C. Multiple light scattering: tables, formulas, and applications / H. C. Van de Hulst // Elsevier, reprinted 2012. – Т. 1. 332 p.
5. Prahl S. A. A Monte Carlo model of light propagation in tissue / S. A. Prahl, M. Keijzer, S. L. Jacques, A. J. Welch // Dosim. Laser Radiat. Med. Biol. – 1989. – vol. 5. – P. 102-11.
6. Anisotropy of light propagation in human skin / S. Nickell, M. Hermann, M. Essenpreis, T. J. Farrell, U. Krämer, M. S. Patterson // Physics in medicine and biology. – 2000. – Т. 45. – №. 10. – С. 2873.
7. Ghosh N. Measurement of optical transport properties of normal and malignant human breast tissue / N. Ghosh // Applied Optics. – 2001. – Т. 40. – №. 1. – С. 176-4.
8. Ghosh N. Depolarization of light in a multiply scattering medium: effect of the refractive index of a scatterer / N. Ghosh // Physical Review E. – 2004. – Т. 70. – №. 6. – С. 066607.
9. Zhang R. Determination of human skin optical properties from spectrophotometric measurements based on optimization by genetic algorithms / R. Zhang // Journal of biomedical optics. – 2005. – Т. 10. – №. 2. – С. 024030-02403011.
10. Anderson R. Polarized light examination and photography of the skin / R. R. Anderson. // Archives of dermatology. – 1991. – №127. – С. 1000–1005.
11. S. N. Savenkov, V. V. Marienko. Classification and recognition method of objects based on their anisotropy properties, SPIE Proc. — 1995. — N. 2490. — P. 103—107.
12. Jacques S. Imaging skin pathology with polarized light. / S. Jacques, J. Ramella-Roman, K. Lee. // Journal of Biomedical Optics. – 2002. – №7. – С. 329–340.
13. Gil J. J. Characteristic properties of Mueller matrices / J. J. Gil // JOSA A. – 2000. – Т. 17. – №. 2. – С. 328-334.
14. Kostinski A. B. Constraints on Mueller matrices of polarization optics / A. B. Kostinski, C. R. Givens, J. M. Kwiatkowski // Appl. Optics. — 1993. — №9. — P. 1646—1651.
15. Р. У. Ровира, С. В. Павлов, Имитационное моделирование Монте-Карло для изучения распространения поляризованного света в биологической ткани / Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології. – 2014. – № 2 (28). – С. 56-61. – ISSN 1681-7893.
16. Wójcik, W., Pavlov, S., Kalimoldayev, M. (2019). Information Technology in Medical Diagnostics II. London: Taylor & Francis Group, CRC Press, Balkema book. – 336 Pages, <https://doi.org/10.1201/9780429057618>, eBook ISBN 9780429057618.

17. Rovira R. H. Particular Aspects of the Use of Videopolarimetric Technology for Dermatological Study, Вимірювальна та обчислювальна техніка в технологічних процесах. – 2014. – №. 3 (48). – С. 115-119. – ISSN 2219-9365.
18. S. V. Pavlov, T. I. Koslovskaya, R. H. Rovira Design and Automation of a Videopolarimetry System for the analyzing of the Polarization Properties of a Biological Sample, Вимірювальна та обчислювальна техніка в технологічних процесах. – 2014. – №. 4 (49). – С. 158-161. – ISSN 2219-9365.
19. R. H. Rovira, S. V. Pavlov, O. D. Azarov, A. S. Kaminsky. Research of Optical Properties of Biotissue on the Basis of Numeral Modeling of Photons Transport, Фотобіологія та фотомедицина. - 2012. - Т. IX. – № 1,2. – С. 127 - 130. – ISSN 2076-0612.

REFERENCES

1. Born M. Principles of Optics: Electromagnetic Theory of Propagation, Interference and Diffraction of Light / M. Born, E. Wolf // 6th edn. (corrected). – Pergamon Press, 1986. – P. 45-113.
2. Wang X. Polarized light propagation through scattering media: time-resolved Monte Carlo simulations and experiments / X. Wang // Journal of biomedical optics. – 2003. – Т. 8. – №. 4. – С. 608-617.
3. Wang L. MCML – Monte Carlo modeling of light transport in multi-layered tissues / L. Wang, L. J. Steven, Z. Ligiong // Computer methods and programs in biomedicine. – № 47, 1995. – P 131–145.
4. Van de Hulst H. C. Multiple light scattering: tables, formulas, and applications / H. C. Van de Hulst // Elsevier, reprinted 2012. – Т. 1. 332 p.
5. Prahl S. A. A Monte Carlo model of light propagation in tissue / S. A. Prahl, M. Keijzer, S. L. Jacques, A. J. Welch // Dosim. Laser Radiat. Med. Biol. – 1989. – vol. 5. – P. 102-11.
6. Anisotropy of light propagation in human skin / S. Nickell, M. Hermann, M. Essenpreis, T. J. Farrell, U. Krämer, M. S. Patterson // Physics in medicine and biology. – 2000. – Т. 45. – №. 10. – С. 2873.
7. Ghosh N. Measurement of optical transport properties of normal and malignant human breast tissue / N. Ghosh // Applied Optics. – 2001. – Т. 40. – №. 1. – С. 176-4.
8. Ghosh N. Depolarization of light in a multiply scattering medium: effect of the refractive index of a scatterer / N. Ghosh // Physical Review E. – 2004. – Т. 70. – №. 6. – С. 066607.
9. Zhang R. Determination of human skin optical properties from spectrophotometric measurements based on optimization by genetic algorithms / R. Zhang // Journal of biomedical optics. – 2005. – Т. 10. – №. 2. – С. 024030-02403011.
10. Anderson R. Polarized light examination and photography of the skin / R. R. Anderson. // Archives of dermatology. – 1991. – №127. – С. 1000–1005.
11. S. N. Savenkov, V. V. Marienko. Classification and recognition method of objects based on their anisotropy properties, SPIE Proc. — 1995. — N. 2490. — P. 103—107.
12. Jacques S. Imaging skin pathology with polarized light. / S. Jacques, J. Ramella-Roman, K. Lee. // Journal of Biomedical Optics. – 2002. – №7. – С. 329–340.
13. Gil J. J. Characteristic properties of Mueller matrices / J. J. Gil // JOSA A. – 2000. – Т. 17. – №. 2. – С. 328-334.
14. Kostinski A. B. Constraints on Mueller matrices of polarization optics / A. B. Kostinski, C. R. Givens, J. M. Kwiatkowski // Appl. Optics. — 1993. — №9. — P. 1646—1651.
15. R. U. Rovira, S. V. Pavlov, Monte Carlo simulation for studying the propagation of polarized light in biological tissue / Optical-electronic information and energy technologies. – 2014. – No. 2 (28). – pp. 56-61. – ISSN 1681-7893.
16. Wójcik, W., Pavlov, S., Kalimoldayev, M. (2019). Information Technology in Medical Diagnostics II. London: Taylor & Francis Group, CRC Press, Balkema book. – 336 Pages, <https://doi.org/10.1201/9780429057618>, eBook ISBN 9780429057618.
17. Rovira R. H. Particular Aspects of the Use of Videopolarimetric Technology for Dermatological Study, Measuring and computing equipment in technological processes. – 2014. – №. 3 (48). – P. 115-119. – ISSN 2219-9365.
18. S. V. Pavlov, T. I. Koslovskaya, R. H. Rovira. Design and Automation of a Videopolarimetry System for the analyzing of the Polarization Properties of a Biological Sample, Measuring and computing equipment in technological processes. – 2014. – №. 4 (49). – P. 158-161. – ISSN 2219-9365.
19. R. H. Rovira, S. V. Pavlov, O. D. Azarov, A. S. Kaminsky. Research of Optical Properties of Biotissue on the Basis of Numeral Modeling of Photons Transport, Photobiology and photomedicine.. - 2012. - Т. IX. – № 1,2. – P. 127 - 130. – ISSN 2076-0612.

Надійшла до редакції 10.09.2023р.

БІОМЕДИЧНІ ОПТИКО-ЕЛЕКТРОННІ СИСТЕМИ ТА ПРИЛАДИ

ПАВЛОВ СЕРГІЙ ВОЛОДИМИРОВИЧ – д.т.н., професор кафедри біомедичної інженерії та оптико-електронних систем, Вінницький національний технічний університет, ***e-mail: psv@vntu.edu.ua***

РОВІРА ХУРАДО РОНАЛЬД УМБЕРТО – Ph.D. profesor tutor, TECED Research Group, Університет Estatal Peninsula de Santa Elena, La Libertad, Ecuador, ***e-mail: rrovira@upse.edu.ec***

ХОЛІН ВОЛОДИМИР ВІКТОРОВИЧ – к.т.н, директор ПП "Фотоніка Плюс", м. Черкаси, Україна, ***e-mail: info@fotonikaplus.com.ua***

НИКИФОРОВА ЛАРИСА ЄВГЕНІВНА – д.т.н., професор кафедри автоматичних та робототехнічних систем ім. академіка І.І. Мартиненка, Національний університет біоресурсів та природокористування України, ***e-mail: profnikiforova@gmail.com***

ТЕРЕЩЕНКО МИКОЛА ФЕДОРОВИЧ – к.т.н., доцент кафедри виробництва, Національний технічний університет України "Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського", ***e-mail: vp_pbf@kpi.ua***

КОМАРОВА ОЛЬГА СЕРГІЇВНА – інженер-технолог ПП "Фотоніка Плюс", м. Черкаси, Україна, аспірантка НТТУ КПІ імені Ігоря Сікорського, м. Київ, Україна, ***e-mail: komarova.ollha@gmail.com***

Sergii PAVLOV, Rovira JURADO RONALD HUMBERTO, Volodymyr KHOLIN,
Larysa NYKYFOROVA, Mykola TERESHCHENKO, Olha KOMAROVA

SIMULATION OF PHOTON MIGRATION PROCESS IN THE BIOLOGICAL ENVIRONMENT

Vinnitsia National Technical University
University Estatal Peninsula de Santa Elena, La Libertad, Ecuador,
FOTONICA PLUS CO.
National University of Life and Environmental Sciences of Ukraine
Igor Sikorsky NTU Kyiv Polytechnic Institute