УДК 535.3:616-072.7

С. В. Павлов, д-р техн. наук, проф.;
С. Є. Тужанський, канд. техн. наук;
Т. І. Козловська, асп.;
А. В. Козак, студ.

ІМІТАЦІЙНА МОДЕЛЬ РОЗПОВСЮДЖЕННЯ ОПТИЧНОГО ВИПРОМІНЮВАННЯ В БІОТКАНИНАХ

Удосконалено модель розповсюдження оптичного випромінювання в багатошарових біотканинах (БТ) на основі методу Монте-Карло, що дозволяє визначати кількість фотонів, які пройшли крізь середовище, кількості поглинутих і розсіяних фотонів, а також глибину проникнення випромінювання у шари БТ. Наведено результати моделювання у тришаровій плоскій структурі, яка імітує зразок людської шкіри.

Вступ

У медичній практиці існує необхідність в розробці фізичних моделей, що можуть достовірно описувати розповсюдження світла в БТ. Наприклад, моделювання процесу дифузного відбиття дозволяє визначати оптичні характеристики тканини, які можуть використовуватися для диференціації здорових та ракових клітин [1, 2]. Для аналізу процесів поширення світла у БТ використовують теорії радіаційного переносу, Кубелки–Мунка, дифузійне наближення та інші підходи [1—8].

Але оскільки аналітичні розв'язки задач поширення світла в неоднорідних біологічних середовищах отримати складно, то для цього використовують числові методи, зокрема метод Монте-Карло. Цей метод базується на проведенні сукупності прийомів, що дозволяють отримати необхідні розв'язки за допомогою багатократних статистичних випробувань. Відповідні ймовірнісні характеристики випадкових процесів повинні збігтися з фізичними величинами розв'язуваної задачі [5].

У роботі запропоновано модифіковану модель розповсюдження оптичного випромінювання у багатошаровій біотканині на основі методу Монте-Карло, яка дозволяє із високою достовірністю аналізувати поширення малопотужного лазерного випромінювання у шкірі (температурний вплив випромінювання не є значним).

Основний текст

Суть методу полягає в моделюванні випадкових траєкторій фотонів у середині біооб'єкта на прикладі зразка шкіри [3, 5].

У запропонованій моделі кожна траєкторія складається з відрізків вільного пробігу фотонів та точок взаємодії їх з речовиною. На всьому оптичному шляху фотони можуть поглинатися, розсіюватися, відбиватися від межі поділу двох середовищ, а також можуть проходити крізь середовище. Для врахування поглинання фотону присвоюється певна вага, що зменшується допоки фотон повністю не поглинеться. Під час розсіювання визначається новий напрямок руху фотона з урахуванням фазової функції та випадкового числа $\xi = rand\ (0, 1)$. Рух фотона продовжується допоки він не поглинеться, або не вийде за межі середовища.

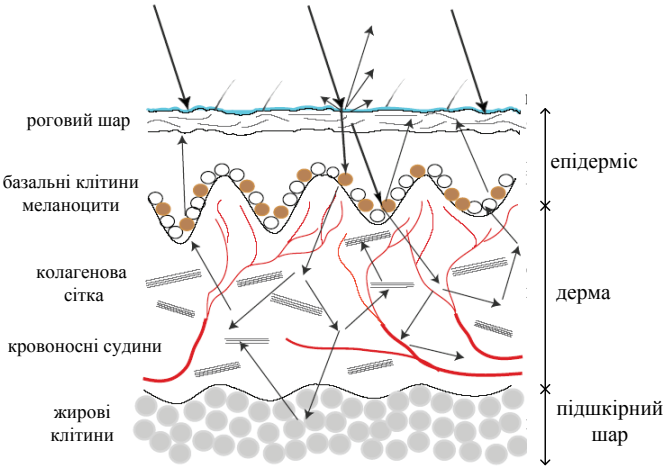

Рис. 1. Узагальнена схема траєкторій руху світлових променів у шкірі

Узагальнену схему траєкторій руху оптичних променів у шарах шкіри показано на рис. 1.

© С. В. Павлов, С. Є. Тужанський, Т. І. Козловська, А. В. Козак, 2011

Для визначення достовірності розроблюваного методу проведено його порівняння із результатами спектрофотометричних досліджень. Для цього було проведено низку дослідів *in vitro*, під час яких досліджено три біологічні зразки: зріз епідермісу, зріз дерми та розчин крові. Зрізи епідермісу та дерми людської шкіри товщиною 50 мкм фіксувались у канадському бальзамі на тонких скляних пластинках. Для визначення спектрального складу крові було використано кювету з дистильованою водою, у яку поміщалася крапля крові (вміст гемоглобіну 118 г/л). Дослідження проводились на спектрофотометрі СФ–46 в діапазоні довжин хвиль 400…1200 нм.

В результаті проведення вимірювань з десятикратною повторюваністю (P = 0,95, довірчий інтервал похибки вимірювання ± 0,008), було отримано графічні залежності для кожного з біологічних зразків, що показані на рис. 2.

Розглянемо імітаційну модель процесу розповсюдження світла у плоскому зразку шкіри із тришаровою структурою, кожен з шарів якої задається такими параметрами: товщина d, показник заломлення n, показник поглинання μ_a (см$^{-1}$), показник розсіювання μ_s (см$^{-1}$) та фактор анізотропії g (табл.).

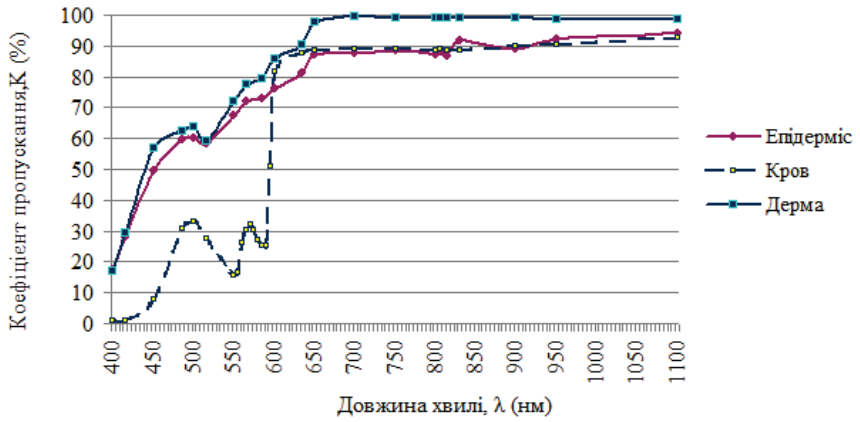

Рис. 2. Залежність коефіцієнта пропускання зразків від довжини хвилі

Параметри шарів, що імітують модель шкіри (λ = 830 нм) [3]

Шар	μ_s, см$^{-1}$	μ_a, см$^{-1}$	g	N	d, мм
Епідерміс	42,0	4,00	0,85	1,36	0,20
Кров	57,3	0,82	0,977	1,40	0,08
Дерма	17,5	0,23	0,85	1,36	4,72

Розглянемо детально алгоритм моделювання, який складається з таких кроків:

1. Формування характеристик зразка шкіри (задаються основні його параметри).

2. Генерація фотона. Кожному фотону присвоюється початкова вага $W_0 = 1$.

3. Програма генерує довільне значення кута розходження джерела α в межах $0 \le \alpha \le 40°$ (рис. 3) та випуск фотону світла.

4. Фотон попадає на межу поділу двох шарів. В результаті проходження через границю поділу двох шарів, вага фотона зменшується в зв'язку із відбиттям R:

$$W = W_0 (1 - R). \qquad (1)$$

5. Генерація траєкторії. Для цього визначається довжина вільного пробігу L фотона, тобто відстань до першого зіткнення в середовищі:

$$L = -l_{\text{сер}} \cdot \ln(1 - \xi), \qquad (2)$$

де $l_{\text{сер}}$ — середня довжина вільного пробігу фотона, $l_{\text{сер}} = \dfrac{1}{\mu_t}$; $\mu_t = \mu_a + \mu_s$ – коефіцієнт послаблення середовища; ξ описується за допомогою функції щільності ймовірності [4]:

$$\int_a^{\chi} p(\chi)\, d\chi = \xi \quad \text{для} \quad \xi \in (0,1). \qquad (3)$$

Після цього визначається новий напрямок руху фотона (рис. 3), тобто кут його відхилення θ $(0 \le \theta \le \pi)$ в результаті розсіювання за допомогою фазової функції Хен'ї–Грінштейна [5, 8]:

$$\Theta = \arccos\left(\frac{1+g^2-\left(\left(1-g^2\right)/\left(1-g+2g\xi\right)\right)^2}{2g}\right).. \qquad (4)$$

6. Поглинання. В результаті проходження крізь біотканину вага фотона постійно зменшується за рахунок таких ефектів, як поглинання та часткове розсіювання. Для врахування цих ефектів використовується відношення коефіцієнта поглинання μ_a до коефіцієнта послаблення μ_t. Тому вага фотона зменшується на величину

$$\Delta W = \left(\mu_a/\mu_t\right) W. \qquad (5)$$

В результаті нова вага фотона складатиме $W_1 = W - \Delta W$.

7. При цьому, якщо сумарна довжина перебігу фотона у шарі вздовж осі x більша за товщину шару, то має місце вихід фотона за межі цього шару і відповідно проходження також через межу поділу двох шарів. Виходячи з цього, розраховуємо подвійну втрату енергії: $W = W_0\left(1-R\right)$ та $\Delta W = \left(\mu_a/\mu_t\right) W$.

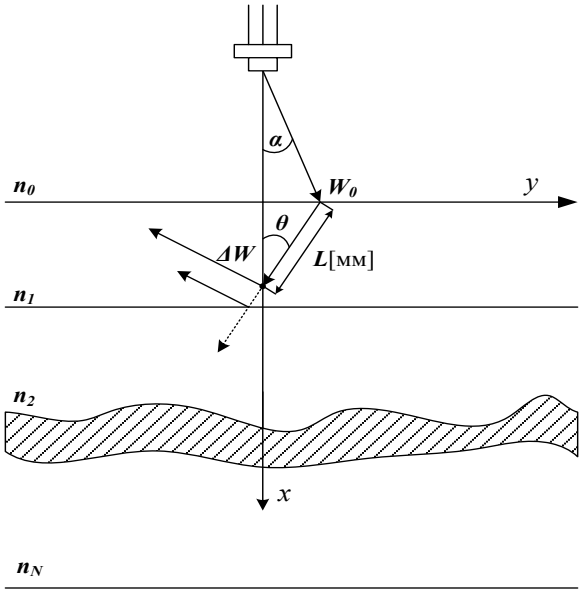

Рис. 3. Принцип проходження фотона крізь багатошарове середовище

8. Пункти 5—7 повторюються до тих пір, поки фотон не вийде за межі шару, або не поглинеться.

Результати проходження фотонів крізь тришарову модель шкіри зображені на рис. 4 (згенеровано проходження 10000 фотонів).

За допомогою розробленої імітаційної моделі було визначено залежність відносної кількості фотонів, що пройшли крізь зразок від його товщини (рис. 5).

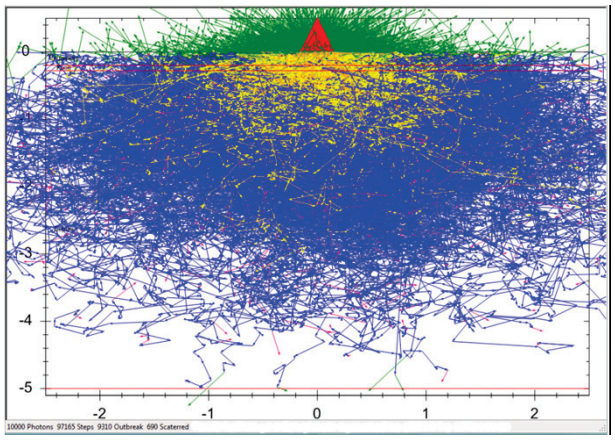

Рис. 4. Результат роботи програми імітаційного моделювання

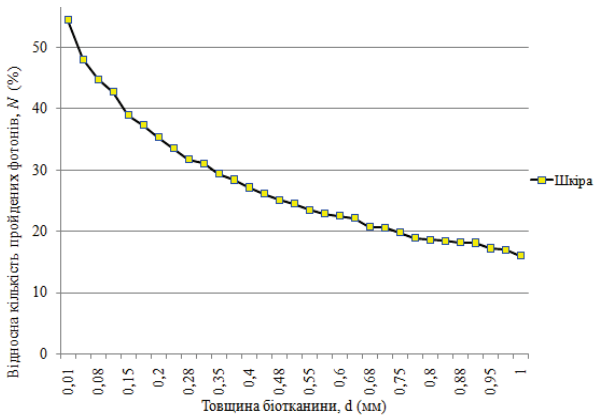

Рис. 5. Модельна залежність відносної кількості фотонів, що пройшли крізь зразок, від його товщини

Програмне середовище допомагає проводити статистичний аналіз стану фотонів. З проходженням 10000 фотонів в середовищі було розраховано 97623 вільних пробігів, 9300 фотонів вийшли за межі середовища (попали на фотодетектор), та 700 фотонів поглинулись середовищем. Для перевірки адекватності моделі було окремо промодельовано процес розповсюдження фотонів у тришаровій моделі шкіри у діапазоні довжин хвиль від 400 до 1100 нм. Порівняльний аналіз спектрального коефіцієнта пропускання зразків під час імітаційного моделювання та експериментального

дослідження не виявив істотних розбіжностей.

Висновки

Розроблена імітаційна модель розповсюдження оптичного випромінювання в біотканині дозволяє визначати глибину проникнення фотонів в різні шари зразка. На відміну від відомих методів враховано втрату енергії фотона за рахунок поглинання з використанням відношення показника поглинання μ_a до показника послаблення μ_t, що дає достовірніші результати. Результати роботи імітаційної програми добре узгоджуються з проведеними експериментальними дослідженнями спектральних коефіцієнтів пропускання зразків шкіри.

Наведена імітаційна модель може використовуватися для аналізу поширення в тому числі лазерного випромінювання у складних біотканинах, що може бути корисним як у діагностичних, так і у терапевтичних цілях. Зокрема, в терапії це дозволить визначати дозу оптичного випромінювання, що проникає в середину тканини.

СПИСОК ВИКОРИСТАНОЇ ЛІТЕРАТУРИ

1. Тучин В. В. Лазерная диагностика в биологии и медицине / В. В. Тучин, А. В. Приезжев, Л. П. Шубочкин. — М. : Наука, 1989 — 237 с.

2. Петрук В. Г. Спектрофотометрія світлорозсіювальних середовищ (теорія і практика оптичного вимірювального контролю) : моног. / В. Г. Петрук. — Вінниця : УНІВЕРСУМ-Вінниця, 2000. — 203 с.

3. Козловська Т. І. Аналіз методів розповсюдження випромінювання в біологічних середовищах на основі застосування методу Монте-Карло / Т. І. Козловська, С. В. Павлов, В. П. Думенко // Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології. — 2008. — № 2 (16).— С. 139—144.

4. Born M. Principles of Optics: Electromagnetic Theory of Propagation, Interference and Diffraction of Light / M. Born, E. Wolf // 6th edn. (corrected) (Pergamon Press, 1986).

5. Jacques S. L. Monte Carlo modeling of light transport in tissues, in: Optical Thermal Response of Laser Irradiated Tissue / S. L. Jacques and L. H. Wang., Eds. A. J. Welch and M. J. C. van Gemert, in press (Plenum press, 1995).

6. Henyey L. G. Diffuse radiation in galaxy, Astrophys / L. G. Henyey, J. L. Greenstein. // J. 93 (1941) 70—83.

7. Jacques S. L. Angular dependence of HeNe laser light scattering by human dermis, / S. L. Jacques, C. A. Alter, S. A. // Prahl Lasers Life Sci. 1 (1987) 309—333.

8. Пушкарева А. Е. Методы математического моделирования в оптике биоткани : учеб. пос. / А. Е. Пушкарева. — СПб : СПбГУ ИТМО, 2008. — 103 с.

Рекомендована кафедрою загальної фізики та фотоніки

Стаття надійшла до редакції 20.05.11
Рекомендована до друку 3.06.11

Павлов Сергій Володимирович — завідувач кафедри, ***Козловська Тетяна Іванівна*** — аспірантка.
Кафедра загальної фізики та фотоніки;
Тужанський Станіслав Євгенович — старший викладач кафедри лазерної та оптоелектронної техніки;
Козак Андрій Миколайович — студент Інституту автоматики, електроніки та комп'ютерних систем управління.
Вінницький національний технічний університет, Вінниця