

УДК 615.47

С.В. ПАВЛОВ, Т.І. КОЗЛОВСЬКА, Д.О. КОВАЛЬСЬКИЙ

ФІЗИКО-МАТЕМАТИЧНА МОДЕЛЬ ВЗАЄМОДІЇ ОПТИЧНОГО ВИПРОМІНЮВАННЯ З БІОТКАНИНАМИ

*Вінницький національний технічний університет,
21021, Хмельницьке шосе, 95, м.Вінниця, Україна,
Тел. (432) 580125; факс (432) 465772;
E-mail: kti152@rambler.ru*

Анотація. У даній роботі розроблено фізико-математичну модель розповсюдження оптичного випромінювання в біологічних об'єктах, яка дозволяє врахувати зміну інтенсивності оптичного випромінювання в залежності від кута встановлення оптичного сенсора, товщини біотканини та довжини хвилі випромінювання.

Анотация. В данной работе разработана физико-математическая модель распространения оптического излучения в биологических объектах, что учитывает изменение интенсивности оптического излучения в зависимости от угла установления оптического сенсора, толщины биоткани и длины волны излучения.

Abstract. In this work the physical-mathematical model of distribution of optical radiation in biological objects is developed, which allows to take into account the change of intensity of optical radiation depending on the corner of establishment of optical touch-control, thickness biotissues and wave-length radiation.

ВСТУП

Шкіра людини є складним багатошаровим середовищем, що містить кровоносні судини, по яким відбувається безперервний рух крові. На розповсюдження лазерного випромінювання в біотканині впливає колір шкіри, наявність неоднорістей чи волосяного покриву. Все це ускладнює дослідження процесів, які відбуваються при взаємодії шкіри з лазерним випромінюванням. Для описання цих процесів існує багато математичних та фізичних моделей, кожна з яких спрямована на дослідження конкретного випадку [1].

АНАЛІЗ ПРОБЛЕМИ ТА ПОСТАНОВКА ЗАДАЧІ

Розвиток методів лазерної діагностики значно розширив можливості для дослідження стану периферичного кровообігу. Застосування лазерів базується на взаємодії світла з біологічними тканинами [1, 2], а саме його розсіюванні, відбитті та поглинанні. Ці процеси залежать від пігментації шкіри, складу крові, а також від структури колагенових волокон, які визначають розподіл фотонів у опроміненій ділянці тканини. Поглинання світла в шкірі головним чином визначається такими пігментами як меланін, білірубін, β -каротин та гемоглобін [7]. Меланін є базовим пігментом і головним епідермальним хромофором. Поглинання меланіну є найважливішою складовою повного поглинання епідермісу та рогового шару. На рис. 1 представлений спектр поглинання меланіну, що міститься в епідермісі шкіри людини [9, 10].

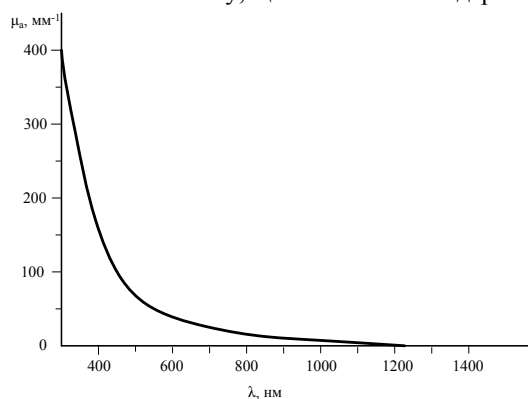


Рис. 1. Спектр поглинання меланіну [9, 10]

При проведенні розрахунків великий інтерес представляє величина оптичної густини епідермісу,

яка залежить від кількості меланіну в базальному шарі. Вона визначається за формулою

$$OD = \mu_{mel} \cdot h_e, \quad (1)$$

де μ_{mel} – коефіцієнт поглинання меланіну, h_e – товщина шару епідермісу.

Кількість меланіну в базальному шарі епідермісу головним чином залежить від типу шкіри і може змінюватися від 1,5% до 43%.

Дерма по своїй структурі та складу відрізняється від епідермісу і коефіцієнт розсіювання дерми сильніший на коротких довжинах хвиль. Так як від розсіювання залежить глибина проникнення випромінювання різних довжин хвиль в дермі, довші хвилі проникають глибше, ніж короткі. Це пов'язано з наявністю меланіну, який краще поглинає на коротких довжинах хвиль. На рис. 2 представлено розповсюдження оптичного випромінювання в різних шарах шкіри [4].

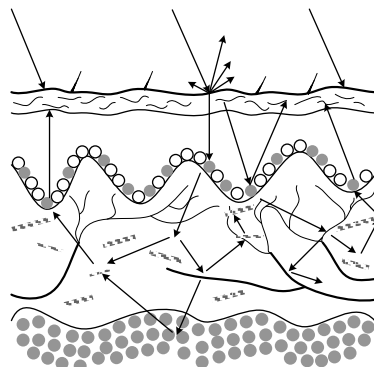


Рис. 2. Розповсюдження оптичного випромінювання в шкірі людини

Світло, що опромінює ділянку шкіри, проходить різні траєкторії в кожному її шарі. Частина падаючого випромінювання, відбивається від поверхні шкіри через різницю показників заломлення в рогівковому шарі та повітрі, і називається дзеркальним відбиттям. Решта випромінювання, яке не відбилося від поверхні шкіри (приблизно 93÷96 %) проходить в епідермальний шар. В епідермальному шарі світло майже не розсіюється, але поглинається меланіном. В дермальному шарі світло піддається багаторазовому розсіюванню на колагенових волокнах та поглинається гемоглобіном.

Поглиняльна дія гемоглобіну домінує на піках 280, 420, 540 та 580 нм з пороговою довжиною хвилі 600 нм. Головна особливість таких біомолекул як гемоглобін та меланін полягає у їх складній пороговій структурі, що лежить в діапазоні 400–600 нм. А в ближній інфрачервоній області ці біомолекули, так як і вода мають малу поглиняльну дію. Найглибше випромінювання проходить в тканинах в області терапевтичного вікна (600 – 1300 нм), внаслідок низького поглинання і високого розсіювання. На довжині хвилі 1500 нм і вище поглиняльним центром в тканинах є вода [6].

На рис. 3 зображено залежність коефіцієнта поглинання та глибини проникнення лазерного випромінювання від властивостей біологічної тканини. Як видно з рисунку, найбільша глибина проникнення потрапляє в область терапевтичного вікна. Саме тому для проведення фотоплетизмографічних досліджень використовують діодні лазери, які лежать в області червоного та ближнього інфрачервоного випромінювання.

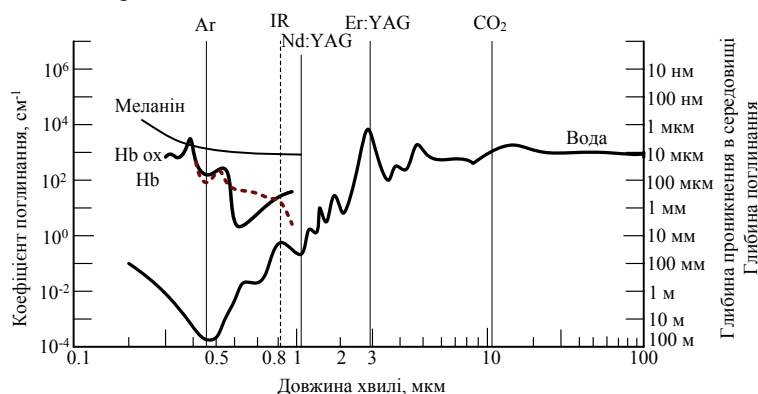


Рис. 3. Коефіцієнт поглинання та глибина проникнення лазерного випромінювання у воді, гемоглобіні та меланіні в залежності від довжини хвилі

Під дією електромагнітного поля пружно-заряджені частинки приводяться в рух. Коли частота коливань частинок співпадає з частотою хвилі, відбувається значне поглинання в результаті резонансу. У випадку коли частоти частинок не співпадають з частотами хвилі, відбувається розсіювання. Однією із причин розсіювання є неоднорідності показника заломлення на мікроскопічному рівні [2, 11].

Так як шкіра є високо розсіювальним середовищем, когерентні фотони можуть багаторазово розсіюватися, що призводить до великого кутового відхилення випромінювання відносно початкового напрямку променя. Вторинне випромінювання є некогерентним, широкосмуговим і неполяризованим. На відміну від первинного лазерного випромінювання вторинне забезпечує велику глибину проникнення в біотканину, оскільки його ступінь ослаблення на кожен сантиметр глибини тканини майже в 10 разів менший первинного [2, 11].

Після багатократного розсіяння деякі фотони можуть виходити назад з тканини під випадковими кутами, утворюючи дифузно відбите світло. У випадку, коли фотон декілька раз послідовно розсіюється, ймовірність оберненого розсіювання значно збільшується. Воно залежить від довжини хвилі початкового випромінювання випромінювача і може скласти 30–40 % від енергії падаючого променя. Тому, компоненти, що виходять на поверхню тканин, в результаті оберненого розсіювання є інформативними і можуть визначати метаболічний, фізіологічний чи структурний стан тканин. Важливою властивістю розсіювальної тканини є анізотропія, що визначається величиною – фактором анізотропії, g – середній косинус кута розсіювання [11]. Для більшості непрозорих біологічних тканин значення фактора анізотропії лежить в діапазоні (0,7 ÷ 0,95). Залежність фактора анізотропії шкіри (як дерми, так і епідермісу) може бути описана наступним емпіричним співвідношенням [9, 11]

$$g(\lambda) = 0,7645 + 0,2355 \cdot \left[1 - \exp\left(\frac{\lambda - 500_{нм}}{729,1_{нм}}\right) \right]. \quad (2)$$

Залежність коефіцієнта розсіювання шкіри від довжини шкіри описується наступним виразом [9, 11]

$$\mu_s(\lambda) = \mu_s(\lambda_0) \cdot \left(\frac{\lambda}{700_{нм}}\right)^{-3/2}. \quad (3)$$

Поглинання та розсіювання фотонів в тканинах характеризується коефіцієнтами поглинання μ_a та розсіювання μ_s . Вони відображають послаблення інтенсивності випадкового випромінювання в результаті поглинання та розсіювання, що залежить від довжини пройденого шляху фотона в досліджуваній ділянці тканини. Обернено-розсіяні фотони, що виходять на поверхню тканини дозволяють аналізувати та відтворювати зображення структури внутрішніх тканин. Такі зображення отримуються за допомогою часових, частотних та стаціонарних методів вимірювання, що використовуються для візуалізації зміни внутрішньої структури тканин. Що дає можливість виявляти патологічні зміни в тканинах, в тому числі різного роду пухлини.

МЕТОДОЛОГІЯ

Інтенсивність оптичного випромінювання, що реєструється фотоприймачем сенсора залежить від таких основних параметрів: кут встановлення сенсора, товщина шару біотканини та довжина хвилі випромінювання. Формула для цієї інтенсивності матиме наступний вигляд

$$I_{фн} = I_0 - (I_{втр.сенси.} + I_{втр.розс.} + I_{втр.погл.}), \quad (4)$$

де I_0 – інтенсивність падаючого на біооб'єкт випромінювання; $I_{втр.сенси.}$ – втрати інтенсивності випромінювання, в залежності від кута встановлення сенсора; $I_{втр.розс.}$ – втрати інтенсивності випромінювання внаслідок розсіювання; $I_{втр.погл.}$ – втрати інтенсивності випромінювання внаслідок поглинання.

Втрати інтенсивності випромінювання, в залежності від кута встановлення сенсора на досліджуваній біооб'єкт визначаються наступним чином [2]

$$I_{втр.сенси.} = I_0 - I_{сенси.}, \quad (5)$$

де

$$I_{сенси.} = I_0 \cdot \frac{\tau_{омн.} \cdot \pi \cdot r^2}{L^2} \cdot \cos \alpha \cdot \cos \beta, \quad (6)$$

де I_0 – інтенсивність падаючого на біооб’єкт оптичного випромінювання, ($I_0 = \frac{J}{l^2}$, де J – сила світла, l – відстань від джерела світла до поверхні біооб’єкту); τ_{onm} – коефіцієнт, що характеризує проходження світла через оптичну систему (0,9 – 0,95); L – відстань від біооб’єкту до фотосенсора; α – кут падіння світла на площадку фотосенсора; β – кут між нормаллю до відбивної поверхні і напрямом на відбивну площадку біотканини.

Втрати інтенсивності випромінювання внаслідок розсіювання, визначаються наступним чином

$$I_{втр.розс.} = I_0 - I_{розс.} \quad (7)$$

Відповідно до закону Ламберта [1, 2, 5, 10]

$$I_{розс.} = I_0 \cdot \exp(-\mu_s \cdot z), \quad (8)$$

де μ_s – коефіцієнт розсіювання біотканини, см^{-1} ; z – товщина біотканини, м.

Коефіцієнт розсіювання в залежності від довжини хвилі матиме наступний вигляд

$$\mu_s = \mu_{s_1}(\lambda) + \mu_{s_2}(\lambda) + \dots + \mu_{s_n}(\lambda), \quad (9)$$

де $\mu_{s_1}(\lambda) \dots \mu_{s_n}(\lambda)$ – коефіцієнти розсіювання оптичного випромінювання шарів біотканини (n – кількість шарів); λ – довжина хвилі випромінювання.

Рівняння (7) з урахуванням (8) та (9) матиме наступний вигляд:

$$I_{втр.розс.} = I_0 \cdot \left[1 - \exp \left[- \left(\mu_{s_1}(\lambda) + \mu_{s_2}(\lambda) + \dots + \mu_{s_n}(\lambda) \right) \cdot z \right] \right]. \quad (10)$$

Втрати інтенсивності випромінювання внаслідок поглинання

$$I_{втр.погл.} = I_0 - I_{погл.}, \quad (11)$$

$I_{погл.}$ визначається [1, 2, 9–11]

$$I_{погл.} = I_0 \cdot \exp(-\mu_a \cdot z), \quad (12)$$

де μ_a – коефіцієнт поглинання біотканини, см^{-1} .

В залежності від довжини хвилі коефіцієнт поглинання дорівнює сумі коефіцієнтів поглинання кожного з шарів біотканини

$$\mu_a = \mu_{a_1}(\lambda) + \mu_{a_2}(\lambda) + \dots + \mu_{a_n}(\lambda), \quad (13)$$

де $\mu_{a_1}(\lambda) \dots \mu_{a_n}(\lambda)$ – коефіцієнти поглинання оптичного випромінювання шарів біотканини.

Рівняння (11) з урахуванням (12), (13) прийме вигляд

$$I_{втр.погл.} = I_0 \cdot \left[1 - \exp \left[- \left(\mu_{a_1}(\lambda) + \mu_{a_2}(\lambda) + \dots + \mu_{a_n}(\lambda) \right) \cdot z \right] \right]. \quad (14)$$

Рівняння (4) з урахуванням (2), (6), (10), (14) та ряду перетворень прийме наступний вигляд

$$I_{\phi n} = I_0 \cdot \left(1 - \left(\left(1 - \frac{\tau_{onm} \cdot \pi \cdot r^2}{L^2} \cdot \cos \alpha \cdot \cos \beta \right) + \left[1 - \exp \left[- \left(\mu_{t_1}(\lambda) + \mu_{t_2}(\lambda) + \dots + \mu_{t_n}(\lambda) \right) \cdot z \right] \right] \right) \right), \quad (15)$$

де $\mu_{t_1}(\lambda) \dots \mu_{t_n}(\lambda)$ – коефіцієнти послаблення (екстинкції) оптичного випромінювання шарів біотканини, де $\mu_t(\lambda) = \mu_s(\lambda) + \mu_a(\lambda)$.

В результаті отримано графічні залежності зміни інтенсивності оптичного випромінювання, що

реєструється фотоприймачем сенсора, від товщини біотканини, кута падіння світла на площадку фотосенсора та коефіцієнта екстинкції (рис. 4, 5)

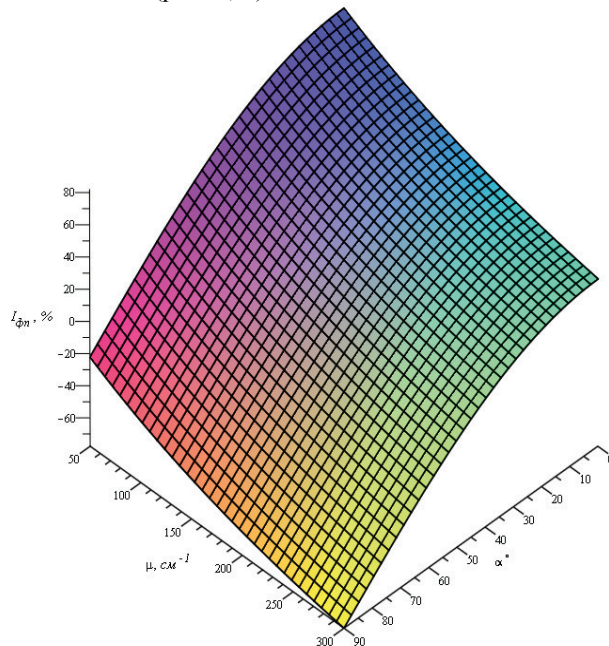


Рис. 4. Залежність інтенсивності оптичного випромінювання, що реєструється фотоприймачем від зміни коефіцієнта екстинкції та кута падіння світла на площадку фотосенсора

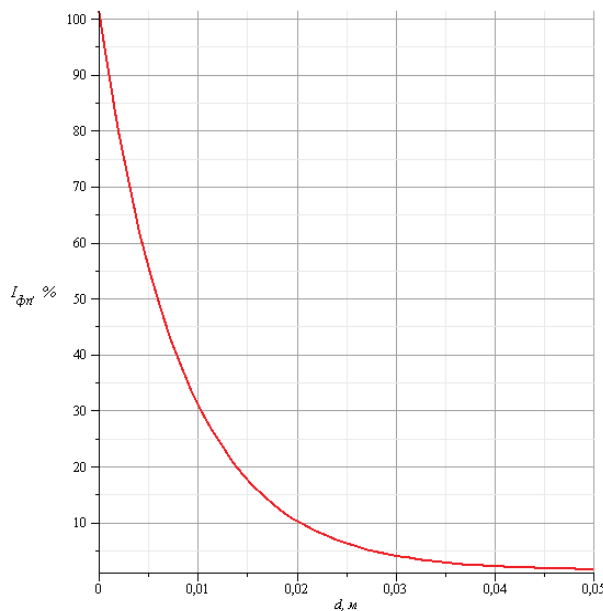


Рис. 5. Залежність інтенсивності оптичного випромінювання, що реєструється фотоприймачем від товщини біотканини

ВИСНОВКИ

Розроблена фізико-математична модель розповсюдження оптичного випромінювання в біологічних об'єктах дозволяє врахувати зміну інтенсивності оптичного випромінювання в залежності від кута встановлення оптичного сенсора, товщини біотканини та довжини хвилі випромінювання.

СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ

1. Пушкарева А. Е. Методы математического моделирования в оптике биоткани : [учебн. пособ.] / А. Е. Пушкарева . – СПб: СПбГУ ИТМО, 2008. – 103 с.
2. Фізичні основи біомедичної оптики: монографія / [С. В. Павлов, В. П. Кожем'яко, П. Ф. Колісник та ін.]. – Вінниця : ВНТУ, 2010. – 152 с.

3. Фотоплетизмографічні технології контролю серцево-судинної системи / [Павлов С. В., Кожем'яко В. П., Петрук В. Г., Колісник П. Ф.]. – Вінниця : УНІВЕРСУМ-Вінниця, 2007. – 254 с.
4. Імітаційна модель розповсюдження оптичного випромінювання в біотканинах / С. В. Павлов, С. Є. Тужанський, Т. І. Козловська, А. М. Козак // ВІСНИК ВПІ. – 2011. – №3. – С. 191–195.
5. Дерябін Е. І. Застосування фотоплетизмографії для дослідження локального кровотоку щелепно-лицьової області / Е. І. Дерябін., Е. Е. Двінянінова, В. Г. Ваганова [та ін.] // Лазерна медицина. – № 3 (2). – 1999. – С. 72–26.
6. Allen J. Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurements / Allen J. // *Physiol. Meas.* – Vol. 28. – 2007. – P. 21–39.
7. Kubelka P. Ein beitrage zur optik der farbanstriche Zurich Tech. / P. Kubelka, F. Munk. – Physik, 1931. – P. 543.
8. Prahл S. A. Determining the optical properties of turbid media using the adding-doubling method / S. A. Prahл, M. C. van Gemert and A. J. Welch. // *Applied Optics.* – 1993. – № 32(4). – P. 559–568.
9. Sardar D. K. Optical properties of whole blood / D. K. Sardar and L. B. Levy // *Lasers in Medical Science.* – 1998. – P. 106–111.
10. G. Yoon. Absorption and Scattering of Laser Light in Biological Media - Mathematical Modeling and Methods for Determining Optical Properties. PhD thesis, University of Texas at Austin, USA. – 1988. – P. 45.
11. Оптическая биомедицинская диагностика : [в 6 т.]. – М. : ФИЗМАТЛИТ, 2007. – [Пер. с англ. под. ред. В. В. Тучина]. –Т. 1 – 2007. – 560 с.

Надійшла до редакції 09.12.2011р.

ПАВЛОВ С.В. – д.т.н., проф., завідувач кафедри загальної фізики та фотоніки, Вінницький національний технічний університет, м.Вінниця, Україна.

КОЗЛОВСЬКА Т.І. – асистент кафедри загальної фізики та фотоніки, Вінницький національний технічний університет, м.Вінниця, Україна.

КОВАЛЬСЬКИЙ Д.О. – магістрант кафедри лазерної та оптоелектронної техніки Вінницький національний технічний університет, м.Вінниця, Україна.