

УДК 535.2.616

<sup>1</sup>Ж.М. ХОМЕНКО, <sup>2</sup>А.К., ЗИЛЬГАРАЕВА, <sup>3</sup>С.В.ПАВЛОВ, <sup>3</sup>О.С. БЕЗКРЕВНИЙ<sup>1</sup>

## АНАЛІЗ МЕТОДІВ СПЕКТРОФОТОМЕТРІЇ ДЛЯ ВИЯВЛЕННЯ ВЛАСТИВОСТЕЙ БІОЛОГІЧНИХ ТКАНИН

<sup>1</sup>Державний університет «Житомирська політехніка»

вул. Чуднівська 103, м.Житомир, Україна. E-mail: [joanekhomenko@gmail.com](mailto:joanekhomenko@gmail.com)

<sup>2</sup>Казахський національний дослідний технічний університет імені К.І. Сатбаєва

<sup>3</sup>Вінницький національний технічний університет

**Анотація.** Спектральні характеристики біологічних середовищ залежать в основному від концентрації досліджуваної речовини та визначаються кількістю домінуючих поглинальних компонентів. Однак наявність компонентів з однаковими або наближеними поглинальними властивостями призводить до того, що спектральні лінії окремих компонентів можуть перекриватись. Тому можуть виникнути складнощі при кількісному визначенні концентрації цих компонентів. На спектральні характеристики також впливає структура біологічної тканини, яка може змінюватись в залежності від наявної патології або під впливом фізичних чинників. На спектрофотометричних дослідженнях базуються сучасні методи біомедичної діагностики: пульсоксиметрія, лазерна доплерівська флоуметрія, лазерна дифузійна томографія, оптична маммографія, когерентна оптична томографія, лазерна флуоресцентна діагностика, а також методи, що використовуються для визначення вмісту жиру в тканинах, холестерину, каротиноїдів, цукру в крові та ін.. Крім прямої діагностики, методи спектрофотометрії досить часто використовуються для оцінки ефективності низькоінтенсивного лазерного впливу в режимі реального часу.

**Ключові слова:** спектральні властивості, фотометрія, еліпсоїдальний рефлектор, біологічна тканина.

**Abstract.** The spectral characteristics of biological media depend mainly on the concentration of the test substance and are determined by the number of dominant absorbing components. However, the presence of components with the same or approximate absorbent properties causes the spectral lines of the individual components to overlap. Therefore, difficulties may arise when quantifying the concentration of these components. The spectral characteristics are also influenced by the structure of the biological tissue, which may change depending on the pathology present or under the influence of physical factors. Spectrophotometric studies are based on modern methods of biomedical diagnostics: pulse oximetry, laser Doppler flowmetry, laser diffusion tomography, optical mammography, coherent optical tomography, laser fluorescence diagnostics, as well as the methods used to determine the content of cholesterol, fat, etc. In addition to direct diagnostics, spectrophotometry methods are often used to evaluate the effectiveness of low-intensity laser exposure in real time.

**Keywords:** spectral properties, photometry, ellipsoidal reflector, biological tissue.

**DOI:** 10.31649/1681-7893-2019-38-2-45-53

### ВСТУП

Спектрофотометричні дослідження базуються на реєстрації відбитого або пропущеного випромінювання, що зазнало взаємодії з біологічною тканиною чи середовищем у широкому діапазоні довжин хвиль. Результатом цього дослідження є набір спектрів пропускання та відбиття, за якими визначають коефіцієнти відбивання та пропускання та розраховують оптичні параметри досліджуваного зразку. Для реєстрації випромінювання використовують зазвичай використовують оптичні та волоконні системи, фотометричні головки на базі інтегруючої сфери або еліпсоїдальних рефлекторів.

У залежності від обраної оптичної схеми, можуть використовуватись ті чи інші математичні моделі. Найбільш універсальними при використанні інтегруючої сфери є методи на основі теорії Мі, додавання-помноження, інверсного Монте Карло, що реалізовані та доступні для практичного використання. При еліпсоїдальній рефлектометрії використовують інверсний метод Монте Карло з урахуванням конструктивних параметрів еліпсоїду обертання. Інші математичні методи (потоківі моделі Кубелки-Мунка, дифузійне наближення, метод сферичних гармонік та ін.) використовуються для біологічних середовищ зі звуженим діапазоном оптичних властивостей.

**Аналіз літературних даних та постановка проблеми** Методи спектрофотометрії використовуються в різних галузях неінвазивної біомедичної діагностики (рис.1.). Вони мають ряд переваг над іншими методами (рентгенівськими, електричними, ультразвуковими та ін.), оскільки низькоінтенсивне лазерне випромінювання, яке використовується в даному випадку, не здійснює такого впливу, що може негативно впливати на організм людини чи вносити негативний фактор (похибку) в отримані результати досліджень.

Найбільш поширеним та розвиненим методом в сучасній неінвазивній спектрофотометрії є пульсоксиметрія, що дозволяє визначати частоту пульсу та кисневу сатурацію артеріальної крові. Прилади та системи даного класу використовуються при тривалому моніторингу та одноразово [1, 2].

Методи лазерної доплерівської флоуметрії [3] вимірюють частотні ритми і швидкість капілярного потоку крові в мікроциркулярному руслі біологічної тканини. На даний час основною проблемою при їх використанні є погана стійкість до негативних зовнішніх факторів, тому в деяких країнах вони на етапі наукових експериментальних досліджень [1].

Досить перспективними є методи лазерної дифузійної томографії (ЛДТ), які базуються на просвічуванні лазерним випромінюванням м'яких тканин пацієнта та за допомогою математичної обробки дозволяють отримувати зображення структури тканини та внутрішніх неоднорідностей [1]. Саме на цьому методі базується робота оптичних мамографів [4,5]. На даному етапі даний метод також на експериментальному етапі.

Ще одним видом томографії є когерентна оптична томографія, яка застосовується для прецизійного сканування верхніх шарів тканин, особливо слизових оболонок органів (гінекологія, ендоскопія) [1,6].

Також перспективним напрямком є лазерна флюоресцентна діагностика, яка поділяється на два великі класи. Перший клас пристроїв забезпечує визначення природної світимості біологічного об'єкту, а другий – реакцію біологічного об'єкту на введену дозу флюоресцентної речовини під впливом низькоінтенсивного лазерного випромінювання. Найбільш часто флюоресцентна діагностика використовується в онкології. Однак, внаслідок того, що гнійні, опікові та деструктивно-запальні процеси також супроводжуються зміною флюоресцентної активності клітин тканин, область застосування цих методів в медицині значно ширше [1].



Рисунок 1 – Методи неінвазивної біомедичної діагностики [6]

Досить новими напрямками використання неінвазивних спектрофотометричних методів є оптична оксиметрія та фотоплетизмографія. Перший напрямок відрізняється від пульсової оксиметрії тим, що використовується немодульоване випромінювання, яке дозволяє визначати артеріально-венозну сатурацію крові. Другий напрямок використовує графік пульсової хвилі периферичного кровообігу для аналізу складного комплексу частотного ритму, що складається з кардіоритму, дихального ритму, добового ритму активності та ін. [1].

**Метою роботи** є аналіз та виявлення особливостей спектрофотометрії біологічних тканин еліпсоїдальними рефлекторами на основі отриманих фотометричних зображень плями розсіяння у відбитому та пропущеному світлі.

Для досягнення поставленої мети необхідно вирішити наступні завдання:

1. Обґрунтувати необхідність дослідження спектральних властивостей біологічних тканин.
2. Провести огляд та аналіз існуючих методів і засобів проведення спектрального аналізу.
3. Виділити основні етапи процедури проведення модельного експерименту для отримання та аналізу фотометричних зображень:

**Виклад основного матеріалу:**

### 1. Метод фотометрії еліпсоїдальними рефлектометрами

Метод фотометрії еліпсоїдальними рефлекторами полягає в реєстрації відбитого або пропущеного випромінювання біологічним об'єктом, а також дає змогу отримати просторовий розподіл цього випромінювання. Це забезпечується конструктивними особливостями дзеркального еліпсоїдального рефлектору, ортогонально усіченого по фокальним площинам таким чином, що нижня фокальна площина знаходиться у контакті з досліджуваним зразком біологічного середовища, а верхня – оптично спряжена з приймачем випромінювання (рис.2).

На рис.2 схематично приведено варіант вимірювальної системи з одним дзеркальним еліпсоїдом обертання для дослідження відбитого випромінювання. Інші варіанти, зокрема застосування двох еліпсоїдів для одночасної реєстрації відбитого та пропущеного випромінювання, приведені авторами в роботі [28].

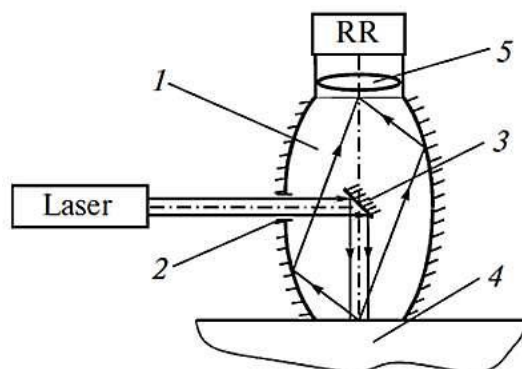


Рисунок 2 – Вимірювальна система з дзеркальним еліпсоїдом обертання для визначення оптичних властивостей біологічних об'єктів в дифузно-відбитому [7]: 1 – еліпсоїдальний рефлектор, 2 – вхідне вікно, 3 – дзеркало, 4 – біологічний об'єкт, 5 – оптична система, RR – координатний приймач випромінювання

Принцип фотометрії еліпсоїдальними рефлектометрами (ЕР) полягає у наступному. Оптичне випромінювання, що генерується лазером, вводиться порожнину еліпсоїдального дзеркала 1 через вхідне вікно 2 і, відбившись від плоского дзеркала 3, направляється на поверхню досліджуваної частини біологічного об'єкта 4. Після взаємодії випромінювання з біологічним об'єктом на поверхні в фокальній площині  $F_1$  формується характерна пляма розсіяння, зображення якої проектується на протилежну фокальну площину  $F_2$ . Пляма розсіяння з другої фокальній площині передається за допомогою оптичної системи 5 в площину фоточутливого майданчика приймача випромінювання.

Такий вид установки забезпечує отримання інформації про розсіяне біологічним середовищем випромінювання у відбитому та прямому напрямках. Еліпсоїдальні рефлектори в даному випадку виготовлені з алюмінію Д16Т методом траєкторного копіювання [7]. Внутрішня поверхня еліпсоїду має високий клас чистоти, що забезпечує її дзеркальність. В свою чергу, такий матеріал дає змогу проводити дослідження в видимому та червоному діапазонах випромінювань.

### 2. Метод Монте Карло з використанням еліпсоїдального рефлектору

#### 2.1. Алгоритм моделювання

Для моделювання поширення та взаємодії випромінювання з біологічним середовищем та еліпсоїдальним рефлектором в роботі використовується програмне забезпечення «BT\_mod». Робота алгоритму (рис.3) функціонування програми «BT\_mod» [5] базується на алгоритмі прямого методу

Монте Карло [8,9] та конструктивних особливостей еліпсоїдального рефлектору (значення ексцентриситету та фокального параметру).

Практична реалізація запропонованого алгоритму базується на методах рейтрейсингу та полягає у наступному. Спочатку знаходять точку перетину променю  $R_i$  з першою фокальною площиною  $F_1$  верхнього еліпсоїда (якщо  $\cos\gamma < 0$ ) або другою фокальною площиною  $F_2$  нижнього еліпсоїда (якщо  $\cos\gamma > 0$ ). Фотони, що не потрапили до цих фокальних площин не беруть участі у подальшому рейтрейсингу, а їх вага записується в окремий масив, що характеризує ефективність застосування EP з обраним фокальним параметром для оптичної біометрії досліджуваного зразка. Далі визначають точку перетину променю з EP. Якщо координата точки перетину по осі  $Oz$  перевищує подвійну фокальну відстань еліпсоїда, то здійснюють пошук координат точки перетину променю з другою фокальною площиною верхнього  $F_2$  або нижнього  $F_2$  еліпсоїдів.

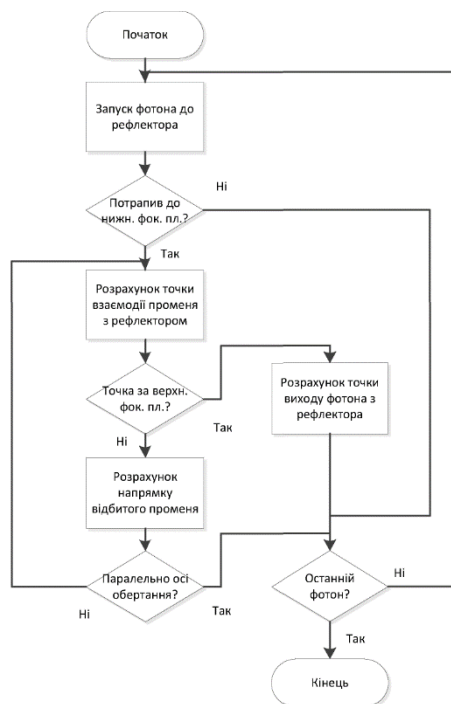


Рисунок 3 – Алгоритм методу Монте Карло з використанням еліпсоїдального рефлектору [5]

В іншому випадку рейтрейсинг продовжується доки промінь не перетне одну з фокальних площин  $F_2$  або  $F_2$  або доки не будуть досягнуті умови паралельності переміщення променю до осі  $xOy$ .

## 2.2. Опис роботи програмного забезпечення

Для дослідження спектральних характеристики біологічних середовищ методом фотометрії з використанням еліпсоїдальних рефлекторів використано програмний продукт «BT\_mod», який працює на основі приведенного на рис.3 алгоритму [10]. Головне вікно програми поділено на дев'ять зон (рис.4).

В зоні 1 вибирають новий проект «Project» та після вводу всіх даних в зоні 2 запускають роботу програми кнопкою «Run». Зона 2 поділяється на три вікна, що відповідають на введення даних та отримання результатів. Параметри випромінювання, а саме його потужність, задаються в зоні 3 кількістю фотонів та кількістю запусків. Декілька запусків вибирається для того, щоб знайти середнє значення результатів. Профіль променя задається в зоні 4, та може бути тонким або визначеної форми. Програма може працювати з еліпсоїдом, тоді в зоні 5 ставиться галочка, та без. Вибір конструктивних параметрів еліпсоїду здійснюється в зоні 6, а зображення – в зоні 7. Оптичні та геометричні параметри біологічного середовища задаються в зоні 9. При цьому можна вибрати необхідну кількість шарів з відповідним набором параметрів, яка наближено буде моделювати біологічне середовище. Як результат моделювання отримуємо коефіцієнти випромінювання (дифузне відбиття  $R$ , поглинання  $A$  та пропускання  $T$ ) та фотометричні плями розсіяння у відбитому та пропущеному світлі.

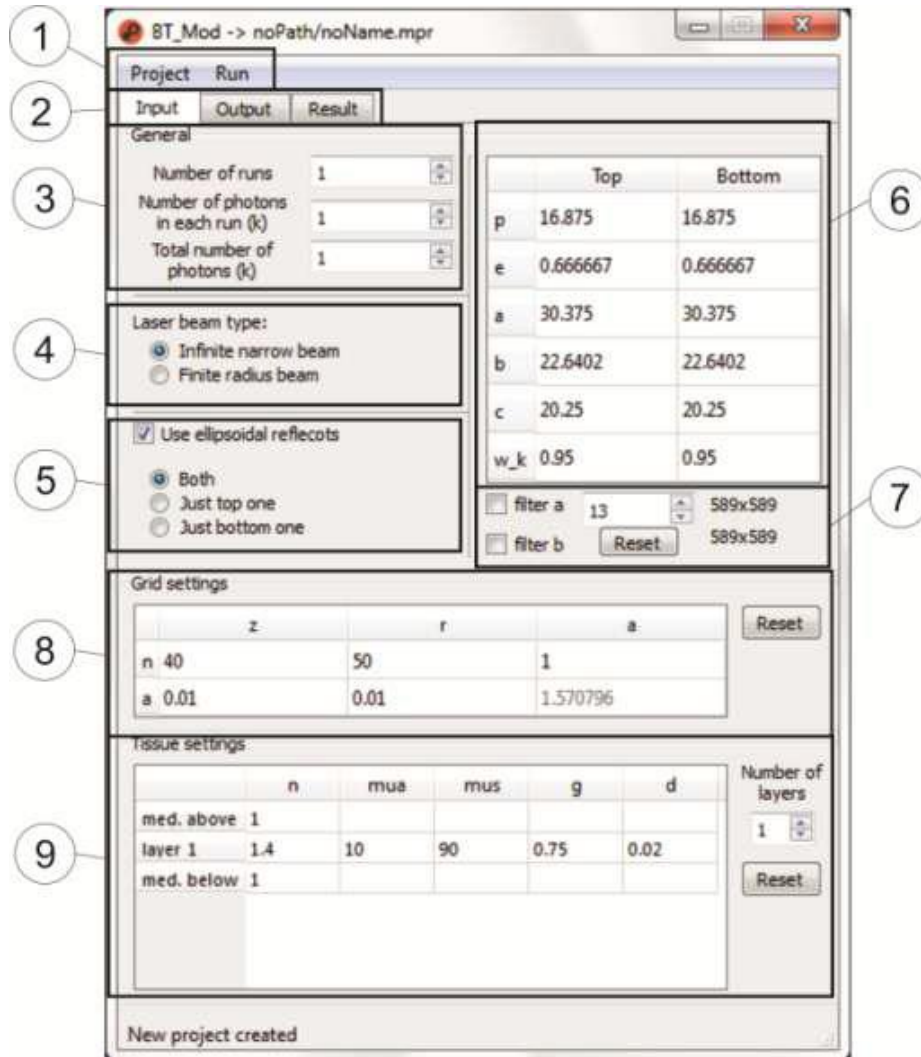


Рисунок 4 – Головне вікно програми «BT\_Mod» [10]: 1 – головне меню, 2 – вкладки вхідних та вихідних даних моделювання, 3 – область керування кількістю запусків та кількістю фотонів, 4 – область налаштування параметрів променя випромінювання, 5 – налаштування використання еліпсоїдальних рефлекторів, 6 – область налаштування параметрів використаних рефлекторів, 7 – область налаштувань отримуваних зображень, 8 – область введення параметрів масивів збирання даних, 9 – область налаштування параметрів досліджуваного зразка

### 3. Метод зонного аналізу

Для аналізу та оцінки отриманих фотометричних зображень плями розсіяння запропоновано використання методу зонного аналізу, що полягає у визначенні освітленості кожного кільця з подальшим її порівнянням [11]. Для визначення освітленості в роботі було використано програмне середовище «Iris», за допомогою якого можна визначити інтенсивність в заданій зоні та поділити її на кількість падаючих фотонів для нормування даних. На основі визначеної інтенсивності визначається освітленість

$$E = \frac{I_n}{S} = \frac{I_n}{\pi r^2}$$

Розглянемо вхідні дані принцип визначення освітленості в кожному кільці.

Вхідними даними для визначення інтенсивності є фотометричне зображення в форматі \*.jpg, а також значення радіусу досліджуваної ділянки.

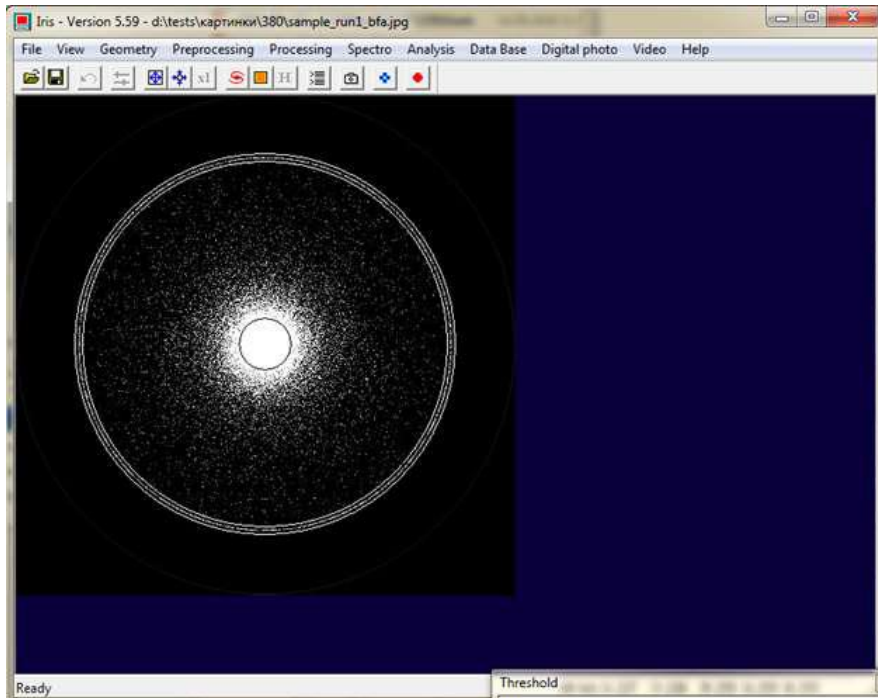


Рисунок 5 – Інтерфейс програми «Iris» [11]

Принцип визначення інтенсивності у кожному кільці можна поділити на наступні етапи:

- визначення загальної інтенсивності  $I_1$ . Для цього необхідно при аналізі задати радіус найбільшого кільця  $r_1$ ;
- визначення інтенсивності  $I_2$  без зовнішнього кільця. Для цього задають радіус  $r_2$ ;
- визначення інтенсивності у найменшому кільці  $I_3$ . Для його необхідно задати і підібрати радіус найменшого кільця  $r_3$ ;
- розрахунок інтенсивності зовнішнього кільця  $I_{\zeta} = I_1 - I_2$ ;
- розрахунок інтенсивності середнього кільця  $I_{\bar{n}} = I_2 - I_1$ ;
- розрахунок інтенсивності внутрішнього кільця  $I_{\hat{a}} = I_3$ .

#### Обговорення результатів досліджень

Умови проведення модельного експерименту залежать від конструктивних особливостей еліпсоїдального рефлектору, а також від роботи програми «BT\_Mod».

Для наближення модельного експерименту до реального необхідно задати наступні конструктивні параметри EP:  $p=16,875$ ,  $e=0,666$ . В свою чергу, матеріал, з якого виготовлений EP, дає змогу проводити дослідження в видимому та червоному діапазонах випромінювань, що обмежує спектральний діапазон досліджень.

Кількість падаючих фотонів при одному запуску повинна становити не менше 20 млн для отримання фотометричного зображення плями розсіяння, що буде відповідати реальному експерименту. Однак, при визначенні коефіцієнтів дифузного відбиття, пропускання та поглинання достатньо і декількох тисяч. В цьому випадку необхідно проводити не менше 10 запусків для усереднення значень, яку здійснюється програмою автоматично.

Також є деякі обмеження і до вибору геометричних параметрів середовища, які задаються в програмі – товщина. Оскільки, випромінювання на різних довжинах хвилі проникає на деяку глибину, то для отримання фотометричних зображень плями розсіяння, яка буде придатна для подальшого аналізу, необхідно обрати таку товщину, де коефіцієнти поглинання та дифузного відбиття будуть співпадати.

З вище сказаного виділимо *основні етапи процедури проведення модельного експерименту* отримання та аналізу фотометричних зображень:

- Обрати досліджуване біологічне середовище з відомими оптичними параметрами;

- Визначити оптимальну товщину зразку: шляхом модельного експерименту визначити коефіцієнти поглинання, дифузного відбиття та пропускання; побудувати графіки залежності отриманих коефіцієнтів від товщини зразку для досліджуваного діапазону довжин хвиль; оцінити перетин кривих дифузного відбиття та поглинання і визначити найбільш оптимальну товщину зразку для подальшого дослідження.
- Провести моделювання для отримання фотометричних зображень для кожної довжини хвилі досліджуваного діапазону;
- Визначити інтенсивність у для трьох зон у відносних одиницях.
- Розрахувати освітленість у зовнішньому та середньому кільцях.
- Побудувати графіки залежності освітленості від довжин хвиль досліджуваного діапазону.
- Оцінити зв'язок оптичних параметрів досліджуваного біологічного середовища з отриманими графічними результатами.

### ВИСНОВОК

На основі проведеного теоретичного аналізу спектральних властивостей біологічних середовищ та на прикладі модельного експерименту отримано наступні висновки:

- Наведено особливості експериментальних досліджень методами еліпсоїдальних рефлекторів.
- Описано принцип роботи програмного середовища «BT\_Mod», визначено вхідні дані для моделювання та тип результатів, які необхідно отримати.
- Розглянуто особливості роботи програмного середовища «Iris» та запропоновано етапи проведення обробки фотометричних зображень плями розсіяння.
- Визначено передумови та запропоновано проведення експериментальних досліджень.

Таким чином, достовірність отриманих результатів буде більш прийнятною при порівняльній оцінці оптичних параметрів, обчислених в рамках різних математичних моделей, що є подальшим кроком в дослідженнях з використанням еліпсоїдальної рефлекторної фотометричної системи.

### СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ

1. Неинвазивная оптическая и лазерная медицинская диагностика [Электронный ресурс]. – Режим доступа: [http://www.medphyslab.org/Cr\\_r\\_ond\\_1.htm](http://www.medphyslab.org/Cr_r_ond_1.htm)
2. Рогаткин Д.А. Физические основы оптической оксиметрии / Д.А. Рогаткин // Медицинская физика. – 2012. – №2. – с. 97 – 114.
3. Ding H. Non-invasive prediction of hemoglobin levels by principal component and back propagation artificial neural network / H. Ding, Q. Lu, H. Gao, Z. Peng // OSA. – vol.5, no.4. – 2014. – Pp.1145 – 1152.
4. Ven S. Diffuse optical tomography of the breast: initial validation in benign cysts / S. Ven [et. el] // Mol Imaging Biol. – 2009. – №11(2). – Pp.64–70.
5. В.П. Кожум'яко, Н.І. Заболотна, Б.П. Олійніченко, Оптичні томографи: Проблеми та перспективи застосування в мамології // Біомедичні оптико – електронні системи та прилади-2009. - С. 153-163.
6. Тучин В. В. «Оптическая биомедицинская диагностика» В 2 томах / В. В. Тучин. – Москва: Физмалит, 2007. – 560 с.
7. Безуглий М.О. Особливості виготовлення еліпсоїдальних рефлекторів фотометрів / М.О. Безуглий, І.І. Синявський, Н.В. Безугла, А.Г. Козловський // Вісник НТУУ «КПІ». Серія Приладобудування. – 2016, №2 (52).– С.76-81.85
8. Безуглий М.О. Контроль форми еліпсоїдальних рефлекторів біомедичних фотометрів / М.О. Безуглий, Лінючева О.В., Безугла Н.В., Бик М.В., Костюк С.А // Вісник НТУУ «КПІ». Серія Приладобудування. – 2017, №1 (53). – С.62-69.
9. Prahл S. A. A Monte Carlo Model of Light Propagation in Tissue / S. A. Prahл, M. Keijzer, S. L. Jacques, A. J. Welch // Dosimetry of Laser Radiation in Medicine and Biology, SPIE Institute Series. – 1989. – vol. 5, – Pp. 102–111.
10. Hall G. Goniometric measurements of thick tissue using Monte Carlo simulations to obtain the single scattering anisotropy coefficient / G. Hall, S. L. Jacques. // Biomedical optics express. – 2007. – no.11. – Pp. 2707–2719.
11. Software «IRIS» [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <http://www.astrosurf.com/buil/iris-software.html>.



12. Binding J. Brain refractive index measured in vivo with high-NA defocus-corrected full-field OCT and consequences for two-photon microscopy / J. Binding, J. B. Arous, J.-F. Léger, S. Gigan, C. Boccara, L. Bourdieu // OPTICS EXPRESS. – 2011. – No. 6 (19). – Pp. 4833 – 4847.
13. Pavlov S. V. Information Technology in Medical Diagnostics //Waldemar Wójcik, Andrzej Smolarz, July 11, 2017 by CRC Press - 210 Pages.
14. Wójcik W., Pavlov S., Kalimoldayev M. Information Technology in Medical Diagnostics II. London: (2019). Taylor & Francis Group, CRC Press, Balkema book. – 336 Pages.
15. Optiko-electronny zasoby diagnostuvannya periferichnogo krovoobigu z pidvishenoyu dostovirnostyu (Monographia) / [Pavlov S.V., Kozlovska T.I., Vasilenko V.B.] – Vinnytsia: VNTU, 2014. – 140 s.
16. Fizichni osnovy biomedichnoi optiki dostovirnostyu (Monographia) / [Pavlov S.V., Kozemiako V.P., Kolisnik P.F., Kozlovska T.I., Dumenko V.P.] – Vinnytsia: VNTU, 2010. – 155 s.

#### REFERENSES

1. Neinvazivnaja opticheskaja i lazernaja medicinskaja diagnostika [Elektronnij resurs]. – Rezhim dostupu: [http://www.medphyslab.org/Cr\\_r\\_ond\\_1.htm](http://www.medphyslab.org/Cr_r_ond_1.htm)
2. Rogatkin D.A. Fizicheskie osnovy opticheskoy oksimetrii / D.A. Rogatkin // Medicinskaja fizika. – 2012. – №2. – s. 97 – 114.
3. Ding H. Non-invasive prediction of hemoglobin levels by principal component and back propagation artificial neural network / H. Ding, Q. Lu, H. Gao, Z. Peng // OSA. – vol.5, no.4. – 2014. – Pp.1145 – 1152.
4. Ven S. Diffuse optical tomography of the breast: initial validation in benign cysts / S. Ven [et. el] // Mol Imaging Biol. – 2009. – №11(2). – Pp.64–70.
5. V.P. Kozhum'jako, N.I. Zabolotna, B.P. Olijnichenko, Optichni tomografi: Problemi ta perspektivi zastosuvannja v mamologii // Biomedichni optiko – elektronni sistemi ta priladi- 2009. - S. 153-163.
6. Tuchin V. V. «Opticheskaja biomedicinskaja diagnostika» V 2 tomah / V. V. Tuchin. – Moskva: Fizmalit, 2007. – 560 s.
7. Bezuglij M.O. Osoblivosti vigotovlennja elipsoidal'nih reflektoriv fotometriv / M.O. Bezuglij, I.I. Sinjavskij, N.V. Bezugla, A.G. Kozlovskij // Visnik NTUU «KPI». Serija Priladobuduvannja. – 2016, №2 (52).– S.76-81.85
8. Bezuglij M.O. Kontrol' formi elipsoidal'nih reflektoriv biomedichnih fotometriv / M.O. Bezuglij, Linjucheva O.V., Bezugla N.V., Bik M.V., Kostjuk S.A // Visnik NTUU «KPI». Serija Priladobuduvannja. – 2017, №1 (53). – S.62-69.
9. Prahl S. A. A Monte Carlo Model of Light Propagation in Tissue / S. A. Prahl, M. Keijzer, S. L. Jacques, A. J. Welch // Dosimetry of Laser Radiation in Medicine and Biology, SPIE Institute Series. – 1989. – vol. 5, – Pp. 102–111.
10. Hall G. Goniometric measurements of thick tissue using Monte Carlo simulations to obtain the single scattering anisotropy coefficient / G. Hall, S. L. Jacques. // Biomedical optics express. – 2007. – no.11. – Pp. 2707–2719.
11. Software «IRIS» [Elektronnij resurs]. – Rezhim dostupu: <http://www.astrosurf.com/buil/iris-software.html>
12. Binding J. Brain refractive index measured in vivo with high-NA defocus-corrected full-field OCT and consequences for two-photon microscopy / J. Binding, J. B. Arous, J.-F. Léger, S. Gigan, C. Boccara, L. Bourdieu // OPTICS EXPRESS. – 2011. – No. 6 (19). – Pp. 4833 – 4847.
13. Pavlov S. V. Information Technology in Medical Diagnostics //Waldemar Wójcik, Andrzej Smolarz, July 11, 2017 by CRC Press - 210 Pages.
14. Wójcik W., Pavlov S., Kalimoldayev M. Information Technology in Medical Diagnostics II. London: (2019). Taylor & Francis Group, CRC Press, Balkema book. – 336 Pages.
15. Optiko-electronny zasoby diagnostuvannya periferichnogo krovoobigu z pidvishenoyu dostovirnostyu (Monographia) / [Pavlov S.V., Kozlovska T.I., Vasilenko V.B.] – Vinnytsia: VNTU, 2014. – 140 s.
16. Fizichni osnovy biomedichnoi optiki dostovirnostyu (Monographia) / [Pavlov S.V., Kozemiako V.P., Kolisnik P.F., Kozlovska T.I., Dumenko V.P.] – Vinnytsia: VNTU, 2010. – 155 s.

Надійшла в редакцію: 05.09.2019



**ХОМЕНКО ЖАННА МИКОЛАЇВНА** – к.т.н. ст.викладач кафедри Біомедичної інженерії та телекомунікацій. Державного університету «Житомирська політехніка», E-mail:joanekhomenko@gmail.com

**ПАВЛОВ СЕРГІЙ ВОЛОДИМИРОВИЧ** - д.т.н., професор кафедри біомедичної інженерії Вінницького національного технічного університету

**ЗИЛЬГАРАЕВА АЛІЯ КИЛИШБАЇВНА** – аспірант Казахського національного дослідного технічного університету імені К.І. Сатбаєва

**БЕЗКРЕВНИЙ ОЛЕКСАНДР СЕРГІЙОВИЧ** – аспірант кафедри Лазерної та оптикоелектронної техніки Вінницького національного технічного університету