

УДК 535.2:616-71

МОНТЕ-КАРЛО СИМУЛЯЦІЯ СВІТЛОРозСІЯННЯ ШАРАМИ ШКІРИ
ЛЮДИНИ МЕТОДАМИ ПРОСТОРООВОЇ ФОТОМЕТРІЇ

Безугла Н. В., Полуєтков С. О., Чорний В. О. та Безуглий М. О.

Національний технічний університет України

«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського», Київ, Україна

E-mail: n.bezugla@kpi.ua; poluactov.serhii@lil.kpi.ua;chorny.vladyslav@lil.kpi.ua; m.bezuglyi@kpi.ua

Здатність здійснювати реєстрацію та аналіз просторового розподілу розсіяного світла в межах повного тілесного кута є основою розробки та вдосконалення інформаційно-вимірювальних систем і програмно-апаратних комплексів для задач оптичної біомедичної діагностики. Для неінвазивних методів біомедичного дослідження найбільший внесок в світлорозсіяння вносять шари шкіри людини, впливаючи при цьому на глибину зондування та роздільну здатність діагностичних систем. Значна індивідуальна варіабельність оптичних властивостей біологічних тканин не дозволяє практично (клінічно) оцінити їх вплив на характеристики світлорозсіяння, тому застосування методів моделювання поширення оптичного випромінювання в середовищах у контексті функціонування вимірювального засобу дозволяє забезпечити такий прогностичний аналіз. Метою даної роботи є порівняльна оцінка результатів симуляції Монте-Карло поширення оптичного випромінювання в окремих шарах шкіри людини при використанні інформаційно-вимірювальних систем біомедичного фотометру з еліпсоїдальними рефлекторами та гоніофотометру.

У роботі представлені результати симуляції світлорозсіяння шарами дерми та епідермісу на довжині хвилі 632,8 нм за допомогою методів просторової фотометрії та програмного забезпечення "BT_Mod", яке дозволяє моделювати процес трасування променів у біомедичному фотометрі з еліпсоїдальними рефлекторами, а також формувати пакет вихідних даних про положення, напрямок та статистичну вагу фотонів, які виходять зі зразка досліджуваної біологічної тканини.

У результаті моделювання отримано графіки залежності оптичних коефіцієнтів (пропускання T , дифузного відбиття R_d та поглинання A) для досліджуваних тканин різної товщини від величини фактору анізотропії розсіяння, а також фотометричні зображення другої фокальної площини еліпсоїдальних рефлекторів при реєстрації плями розсіяння у відбитому та пропущеному світлі. Отримано діаграми усередненої індикатриса розсіяння за умови обрання трьох значень товщини епідермісу та дерми для набору біофізично значущих величин фактору анізотропії розсіяння, на підставі чого проаналізовано інтегральний розподіл статистичної ваги фотонів у дифузному розсіяному світлі. Здійснена кількісна оцінка рівня освітленості зображень за принципами зонного аналізу при фотометрії еліпсоїдальними рефлекторами. Отримані графіки залежності освітленості зовнішнього та середнього кільця фотометричних зображень у відбитому та пропущеному світлі.

Результати дослідження дозволяють аналізувати просторовий розподіл розсіяного шарами шкіри людини (епідермісом та дермою) оптичного випромінювання в межах повного тілесного кута, що може бути використано в задачах оптичної дозиметрії та медичної візуалізації в діагностичних, ендоскопічних та терапевтичних методах біофотоніки.

Ключові слова: метод Монте-Карло; фактор анізотропії розсіяння; індикатриса розсіяння; просторова фотометрія; еліпсоїдальні рефлектори; епідерміс; дерма; фотометричні зображення.

Вступ

Оптичні властивості біологічних тканин (БТ), що характеризують особливості світлорозсіяння в них є одними з ключових при розробці математичних моделей для опису поширення випромінювання в інформаційно-вимірювальних системах. Правильний підбір оптичних властивостей (ОВ) і коректна оцінка їх впливу на просторовий характер розсіяного випромінювання істотно впливають на точність та достовірність нових методів оптики світлорозсіяння, що використовуються в різних областях біології та медицини [1, 2].

Аналіз літературних джерел [1 – 5] показав, що достатньою мірою висвітлені питання,

пов'язані з визначенням оптичних властивостей БТ та їх структур. У той же час вплив ОВ на просторовий розподіл розсіяного світла, особливо в межах повного тілесного кута, залишає відкритими питання адаптації конструктивних параметрів вимірювальних засобів у методах оптичної медичної діагностики, ендоскопічної хірургії, фотодинамічної та фототермічної терапії різних захворювань, включаючи онкологічні. Для більшості неінвазивних методик найбільший внесок в світлорозсіяння вносить шкіра [4, 6], водночас, здебільшого суттєво знижуються глибина зондування та роздільна здатність діагностичних систем. У видимій області є дві речовини, які зазвичай домінують над

поглинанням світла в шкірі: гемоглобін у дермі та меланін в епідермісі [5]. Розсіяння описує зміну напрямку, поляризації або фази світла і вважається поверхневим (відбиття та заломлення) або приповерхневим (взаємодія з невеликою областю з відмінними оптичними властивостями) ефектом [6].

Як анатомічно, так і з позицій оптичного моделювання, шкіру можна вважати органом, що складається з семи шарів, кожен з яких виконує певну функцію [7 – 11] і описується своїм набором оптичних властивостей. Перші п'ять шарів шкіри є частиною епідермісу, а наступні два шари утворюють дерму [11].

Виходячи з цього, використовують різні моделі шкіри людини: тришарову, до складу якої входять епідерміс, дерма та субкутис [7]; чотиришарову, у якій дерму поділяють на сітчасту та папілярну [8]; п'ятишарову – над епідермісом розглядають роговий шар [9]; шестишарову, до якої додають шар люцидому, як частину епідермісу [10]; у семишаровій моделі епідерміс поділяють на гідроізоляційний гранульований шар та *Spratum stratum* з дендритними клітинами [11]. У той же час варіабельність значень оптичних властивостей в рамках різних методів та вимірювальних засобів найбільша для дерми та епідермісу як окремих шарів [12].

З прогностичних позицій аналізу світлорозсіяння в прямому та зворотному напрямках доцільно застосовувати методи вирішення основних рівнянь теорії переносу випромінювання (ТПВ) для середовищ з довільною конфігурацією і будь-якими граничними умовами [13]. Завдяки відсутності просторових обмежень при поширенні оптичних потоків для чисельного вирішення стаціонарного рівняння ТПВ у даній роботі використаний метод Монте-Карло [14]. Застосування методу засновано на використанні макроскопічних оптичних властивостей (коефіцієнтів поглинання μ_a та розсіяння μ_s , а також фактору g анізотропії розсіяння) однорідних БТ у межах невеликих об'ємів [1 – 3, 14, 15, 17]. Моделювання не враховує особливості поширення енергії випромінювання в окремі клітини, натомість дозволяє формувати інтегральні пакети даних про транспорт фотонів у розсіювальному середовищі та поза його межами.

Апробованими методами просторової фотометрії, що забезпечують аналіз світлорозсіяння в прямому та зворотному напрямку в межах тілесного кута 4π є просторова фотометрія за перетинами [18] та фотометрія еліпсоїдальними рефлекторами (ЕР) [19]. Просторова фотометрія полягає у перетині фотометричної поверхні сферичної системи координат площиною при різних азимутальних кутах з визначеним кроком [20]. Цей метод дозволяє досліджувати усереднену індикатрису, що підвищує точність визначення фактору анізотропії розсіяння зразка БТ [21]. Використання дзеркального еліпсоїда обертаня з внутрішньою відбива-

ючою поверхнею або еліпсоїдального рефлектора у біомедичних фотометрах дозволяє зареєструвати практично все розсіяне випромінювання, що вийшло зі зразка досліджуваної БТ у прямому та зворотному напрямках [19]. Водночас, отримують фотометричні зображення другої фокальної площини верхнього та нижнього еліпсоїдальних рефлекторів за допомогою використання ПЗЗ камер у системі [22]. Зазначені методи реалізовані у вигляді вимірювальних засобів, а також у вигляді програмно-апаратних комплексів, що забезпечують моделювання поширення оптичного випромінювання у БТ та відповідному вимірювальному (фотометричному або гоніофотометричному) ядрі.

З огляду на вищезазначене, метою даної роботи є порівняльна оцінка результатів симуляції Монте-Карло поширення оптичного випромінювання в окремих шарах шкіри людини при використанні інформаційно-вимірювальних систем біомедичного фотометру з еліпсоїдальними рефлекторами та гоніофотометру.

Методи та засоби

Монте-Карло симуляція поширення оптичного випромінювання в шарах шкіри людини здійснена за допомогою спеціалізованого програмного забезпечення «Еліпсоїдальна фотометрія» ("*BT_Mod*") [19, 20, 22]. Воно дозволяє моделювати процес трасування променів у біомедичному фотометрі з ЕР, а також формувати пакет вихідних даних про положення, напрямок та статистичну вагу фотонів, які виходять зі зразка досліджуваної БТ. "*BT_Mod*" забезпечує симуляцію методом Монте-Карло при вирішенні фотометричних задач на пропускання, на відбиття, а також на пропускання та відбиття одночасно. Керування параметрами падаючого променя, оптичними властивостями БТ, конструктивними параметрами ЕР та особливостями візуалізації результатів симуляції здійснюється через інтерфейс програми (рис. 1).

Для симуляції опромінення шарів шкіри людини *He-Ne* лазером з довжиною хвилі 632.8 нм та діаметром 1.4 мм було запущено 20 млн фотонів с гаусовим профілем поперечного перетину центральної моди. Оптичні властивості епідермісу та дерми шкіри (табл. 1) доповнені значеннями показника заломлення n та товщини τ зразка відповідної БТ. Конструктивні параметри еліпсоїдальних рефлекторів для збирання розсіяного вперед та назад світла відповідають ексцентриситету 0.66, фокальному параметру 16.875 мм та коефіцієнту дзеркального відбиття стінок ЕР – 0.95.

Обрані величини τ зразків епідермісу та дерми характеризують анатомічний діапазон [24] та середнє значення товщини шарів шкіри людини на різних ділянках тіла.

Оцінка просторового розподілу розсіяного шарами шкіри оптичного випромінювання здійснюється за методом перетинів [21, 25] при відстані

фотометрії 250 мм, розмірах фотоприймальної площадки 2.73×2.73 мм та безперервному скануванню по 2л.

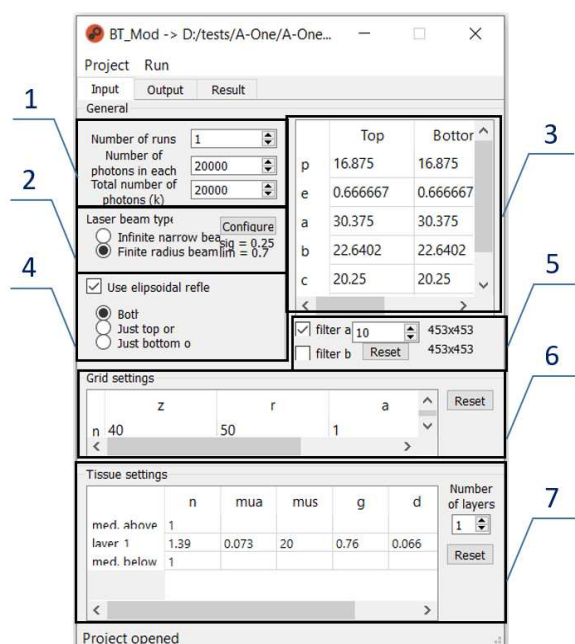


Рис. 1. Інтерфейс програмного забезпечення «Еліпсоїдальна фотометрія» ("BT_Mod") [20, 22]: 1 – поле формування кількості фотонів та запусків симуляції; 2 – поле налаштування параметрів падаючого пучка; 3 – поле введення конструктивних параметрів EP; 4 – поле вибору EP; 5 – поле керування режимами візуалізації фотометричних зображень; 6 – поле налаштування масивів даних; 7 – поле введення оптичних властивостей досліджуваної БТ

Результуюча індикатриса розсіяння отримується усередненням локальних індикатрис на ази-

мутальних кутах 0° , 60° та 120° і відображає залежність інтенсивності розсіяного світла від кута при багатократному розсіянні на товщинних біологічних тканинах.

Результати і обговорення

У результаті Монте-Карло симуляції поширення оптичного випромінювання були отримані чисельні значення коефіцієнтів: дифузного R_d та дзеркального R_s відбиття, повного пропускання T та поглинання A для зразків дерми та епідермісу залежно від зміни фактору анізотропії розсіяння g у зазначених діапазонах (табл. 1). Коефіцієнт дзеркального відбиття R_s при кожній симуляції був незмінним і складав 0.0266 для дерми та 0.0211 для епідермісу відповідно, що підтверджує правильність функціонування алгоритму. Коефіцієнт поглинання A для обох тканин спадає зі збільшенням фактору анізотропії g на всіх зразках досліджуваних товщин, причому для різновтовщинних шарів дерми спад практично рівномірний, а для епідермісу він прискорюється зі збільшенням товщини. На рис. 2 показані графіки, що характеризують зміну коефіцієнтів дифузного відбиття R_d та повного пропускання T залежно від величини фактору анізотропії розсіяння g .

Коефіцієнт дифузного відбиття R_d характеризує приповерхневу проникність оптичного випромінювання в мутне біологічне середовище і складається з розсіяної назад та дифузно відбитої шорсткою поверхнею компонент.

При фотометрії коефіцієнт R_d визначається відношенням оптичної потужності зазначених компонент (вимірюються інтегрально в зворотному до падаючого випромінювання напрямку в межах тілесного кута 2π за виключенням колімованого відбиття) до падаючої потужності.

Таблиця 1. Оптичні властивості шарів шкіри людини на довжині хвилі 632.8 нм [21, 23]

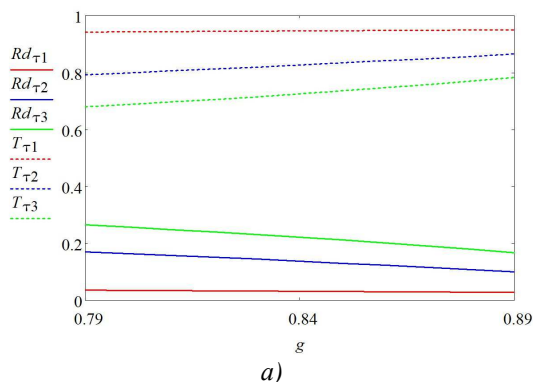
ОВ \ БТ	Епідерміс	Дерма
n	1.34	1.39
μ_a, cm^{-1}	0.15	0.075
μ_s, cm^{-1}	45	20
g	0.79 ... 0.89	0.76 ... 0.82
τ, cm	0.0035; 0.038; 0.0726	0.066; 0.271; 0.476

У випадку симуляції Монте-Карло коефіцієнт R_d є відношенням сумарної ваги фотонів, що вийшли зі зразка БТ в напрямку розсіяння назад, до сумарної ваги падаючих фотонів. Як видно з рис. 2, коефіцієнти R_{d_1} , R_{d_2} , R_{d_3} для трьох значень товщини ($\tau_1 < \tau_2 < \tau_3$) епідермісу (рис. 2, а) та дерми (рис. 2, б) плинно спадають зі збільшенням фактору анізотропії розсіяння g . Для зразка епідермісу з товщиною 0.0035 см (R_{d_1}),

коефіцієнт дифузного відбиття майже сталий. Аналіз характеру зміни коефіцієнту R_d (рис. 2.а) показує його залежність від товщини досліджуваного зразка епідермісу: чим більша товщина БТ, тим кут нахилу прямої більший. Натомість, залежність куту нахилу графіків R_d для дерми практично незмінна для трьох розглянутих значень товщини.

Коефіцієнт повного пропускання T визначається відношенням потужності випромінюван-

ня, що пройшла крізь досліджуваний зразок БТ,



до потужності падаючого випромінювання.

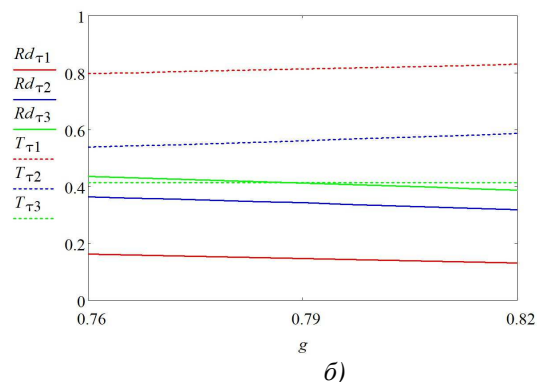


Рис. 2. Залежність коефіцієнтів дифузного відбиття Rd (суцільні лінії) та повного пропускання T (пунктирні лінії) від фактору анізотропії g для зразків епідермісу (а) товщиною $\tau_1=0.0035$ см, $\tau_2=0.038$ см, $\tau_3=0.0726$ см, а також дерми (б) товщиною $\tau_1=0.066$ см, $\tau_2=0.271$ см, $\tau_3=0.476$ см відповідно

А у випадку симуляції Монте-Карло – відношенням сумарної ваги фотонів, що залишили БТ в прямому напрямку, до сумарної ваги падаючих фотонів. Для зразків епідермісу та дерми коефіцієнти T_{τ_1} , T_{τ_2} , T_{τ_3} плавно зростають зі збільшенням фактору анізотропії розсіяння g , за виключенням графіку для зразку дерми товщиною $\tau_3=0.476$ см, який практично сталий. Це означає, що для ділянок тіла людини з найбільшою товщиною дерми (у даному випадку спини) практично не простежується вплив фактору анізотропії розсіяння на проникнення всередину шкіри. Швидкість зростання коефіцієнту T в епідермісі (рис. 2, а) зменшується зі збільшенням товщини, тому для зразка з мінімальною товщиною $\tau_1=0.0035$ см коефіцієнт повного пропускання сталий, що буде найбільш характерно для ділянок шкіри на грудях та животі.

При симуляції Монте-Карло світлорозсіяння в плоских зразках БТ отримуємо пакет вихідних даних, що включає координати вильоту фотонів з меж біологічного середовища в прямому та зворотному напрямках, їх направляючі косинуси та статистичну вагу [20, 22]. Цих даних достатньо для здійснення просторового аналізу як в межах повного тілесного кута, так і для просторової фотометрії за перетинами [18]. На рис. 3 показані індикатриси розсіяння для різної товщини епідермісу (рис. 3, а) та дерми (рис. 3, б) за фіксованих значень фактору анізотропії розсіяння.

Індикатриса розсіяння зразками біологічних тканин характеризує відносний кутовий розподіл компонент колімованого та дифузного пропускання, а також колімованого та дифузного відбиття. Колімоване пропускання та колімоване відбиття, що поєднує дзеркальне відбиття і розсіяння назад, спостерігаються в тілесних кутах, які відповідають діаметру падаючого променя. На рис. 3 по логарифмічній осі відкладена статистична вага фотонів

залежно від кута спостереження, нормована сумарною вагою запущених фотонів.

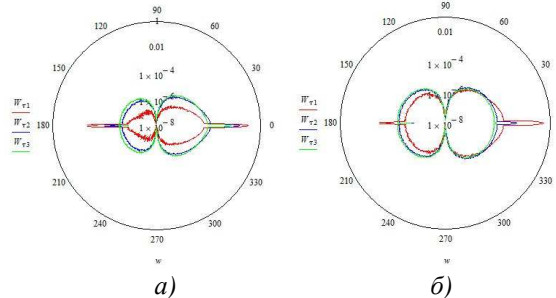


Рис. 3. Індикатриси розсіяння зразками епідермісу (а) при $g = 0.84$ та дерми (б) при $g = 0.79$ різної товщини

З отриманих індикатрис можна чітко виділити колімоване пропускання та колімоване відбиття зразками шарів шкіри, яке зростає при зменшенні товщини БТ, що цілком відповідає властивостям анізотропного розсіяння вперед та назад [17, 18]. Проте, з огляду на особливості фотометрії еліпсоїдальними рефлекторами, у результаті якої отримані фотометричні зображення лише в умовах малих світлових потоків дозволяють однозначно інтерпретувати зону колімованого пропускання та відбиття, порівняльний аналіз колімованих складових за обома методами утруднений і буде здійснений у наступних роботах.

Кутовий розподіл дифузно розсіяного світла в прямому та зворотному напрямках відмінний для різної товщини епідермісу і дерми. З рис. 3 видно, що при збільшенні товщини зразка, збільшується просторовий розподіл світла при проходженні через БТ. Це може бути пояснене збільшенням у структурі біологічного середовища кількості розсіювальних центрів, а відтак і зростанням активності взаємодії фотонів з ними. З іншого боку, такі відмінності при інших значеннях фактору анізотропії розсіяння стають менш помітними і потребують

кількісної оцінки. На рис. 4 показані нормовані значення статистичної ваги фотонів дифузно відбитого та пропущеного світла при зміні фактору анізотропії g .

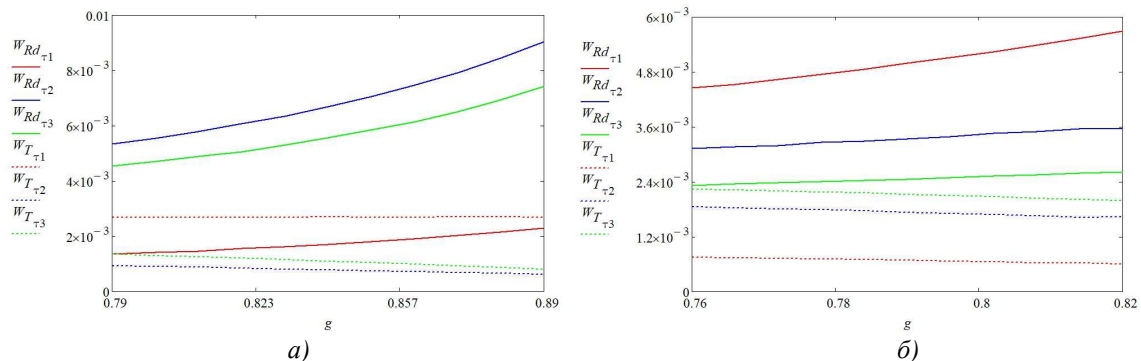


Рис. 4. Залежність ваги дифузно розсіяних фотонів у зворотному W_{Rd} , та прямому W_T напрямках від фактору анізотропії g для зразків епідермісу (а) та дерми (б) різної товщини

Водночас, можна спостерігати, що нормована вага фотонів для товщини епідермісу τ_2 вища, ніж для товщин τ_1 та τ_3 , хоча між цими величинами встановлена нерівність $\tau_1 < \tau_2 < \tau_3$. Це може бути пояснене характерним розподілом залежності коефіцієнту дифузного відбиття від товщини зразка досліджуваної БТ [19, 22]. Дифузна компонента пропущеного світла зменшується при збільшенні товщини і повільно спадає залежно від g . Для зразків дерми тенденція залежності від товщини зворотна, а при зміні фактору анізотропії дифузні компоненти змінюються подібно до епідермісу, але лінійно в усіх випадках.

Далі здійснимо порівняння результатів симуляцій з використанням методів фотометрії EP та за перетинами. Просторовий розподіл розсіяного в прямому та зворотному напрямках світлі при використанні дзеркальних еліпсоїдів обертаня формується у вигляді фотометричних зображень другої (фотоприймальної) фокальної площини EP біомедичних фотометрів. Перші фокальні площини рефлекторів контактують з плоскими межами зразків досліджуваних БТ. На рис. 5 показані фотометричні зображення плями розсіяння для зразків епідермісу та дерми людини у пропущеному і відбитому світлі.

На рис. 5 товщині епідермісу $\tau_1=0.0035$ см відповідають рис. 5, а та рис. 5, г, товщині $\tau_2=0.038$ см – рис. 5, б та рис. 5, д, товщині $\tau_3=0.0726$ см – рис. 5, в та рис. 5, е; товщині дерми $\tau_1=0.066$ см відповідають рис. 5, ж та рис. 5, к, товщині $\tau_2=0.271$ см – рис. 5, з та рис. 5, л, товщині $\tau_3=0.476$ см – рис. 5, і та рис. 5, м.

З візуального аналізу фотометричних зображень, аналогічних показаним на рис. 5, можна помітити, що освітленість середнього та зовнішнього кільця в дифузно відбитому та пропущеному світлі збільшується зі збільшенням товщини зразків [23] в обраному діапазоні товщини. Залежно від зміни фактора анізотропії дерми та епідерміса освітле-

Дифузна компонента розсіяного назад світла (рис. 4, а) демонструє експоненціальне збільшення зі зростанням величин фактору анізотропії розсіяння.

ність кільця фотометричних зображень у відбитому і в пропущеному світлі змінюється, але несуттєво. Тому для кількісної оцінки використано принцип зонного аналізу [22] зображень при фотометрії еліпсоїдними рефлекторами, а результати нормованої освітленості щодо падаючого світла представлені в $\text{ріх}/\text{мм}^2$ (рис. 6).

Порівнюючи залежність освітленості різних зон фотометричних зображень зразків епідермісу, можна помітити, що освітленість зовнішнього кільця (рис. 6, а) рівномірно зростає зі збільшенням товщини у відбитому світлі, а при зміні фактору анізотропії знижується практично лінійно. Але у пропущеному світлі рівень освітленості зовнішнього кільця для значень товщини 0.0726 см та 0.038 см майже однаковий і при зміні величини g спостерігається незначне зростання, а для товщини 0.0035 см освітленість нижча приблизно у 1.5 рази і при збільшенні фактору анізотропії повільно спадає. Таку саму тенденцію можна зазначити і у середнього кільця фотометричних зображень зразків епідермісу та дерми (рис. 6, в та рис. 6, г) у відбитому світлі за виключенням того факту, що спадання освітленості середнього кільця зразків дерми пришивдується з ростом товщини досліджуваної БТ.

Освітленість середнього кільця у пропущеному світлі для зразків епідермісу практично не залежить від товщини і рівномірно зростає зі збільшенням g . Освітленість зовнішнього кільця зразків дерми зростає рівномірно у відбитому та пропущеному світлі при збільшенні товщини зразка та зростанні коефіцієнта анізотропії (рис. 6, б).

Освітленість середнього кільця у пропущеному світлі для зразків дерми (рис. 6, г) аналогічна характеру освітленості зовнішнього кільця зразків епідермісу, проте освітленість зразка дерми товщиною $\tau_1=0.066$ см більш ніж у 2.5 рази менше за освітленість зразків товщиною $\tau_2=0.271$ см та $\tau_3=0.476$ см.

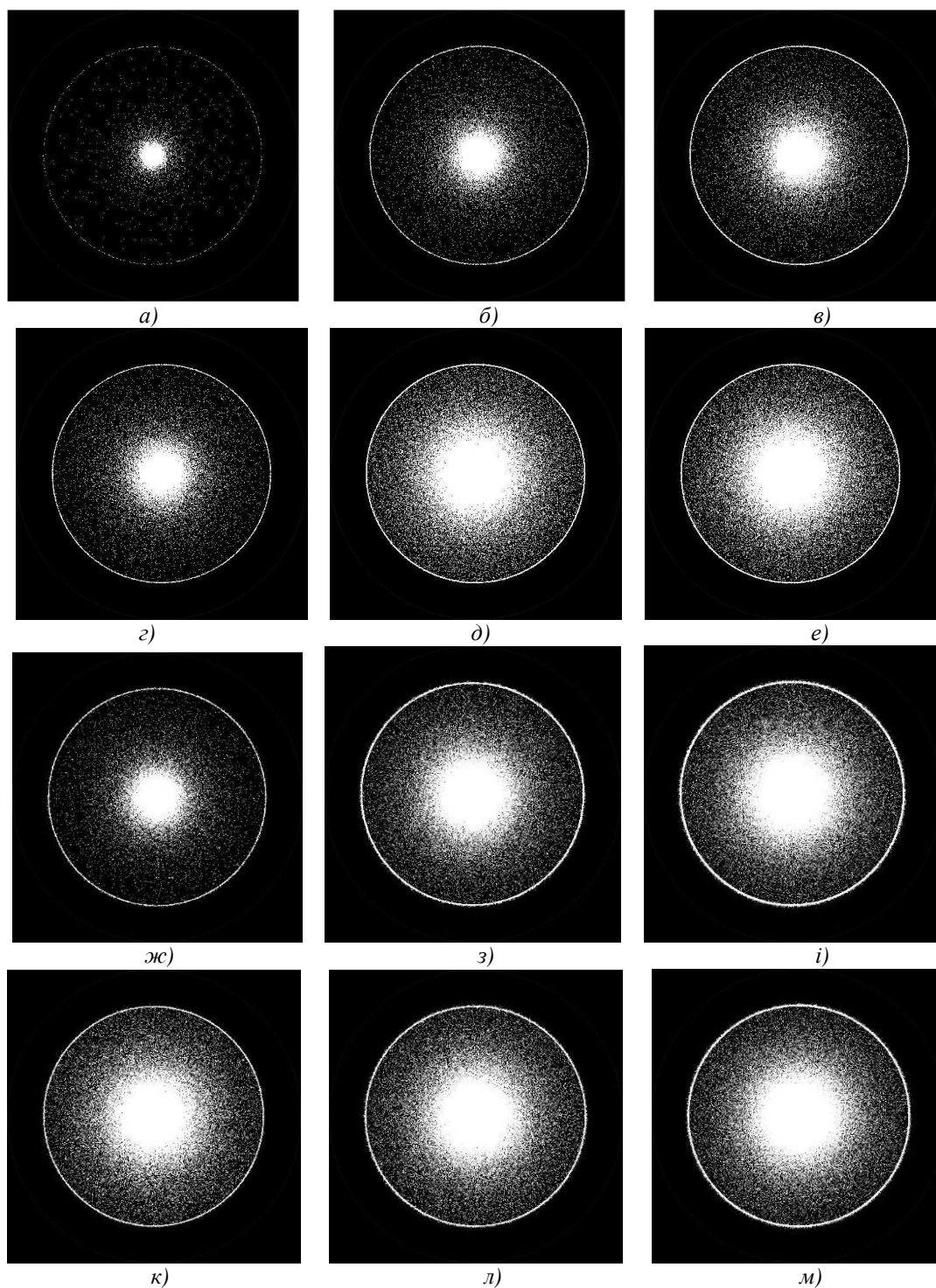


Рис. 5 Фотометричні зображення другої фокальної площини еліпсоїдальних рефлекторів у дифузно відбитому (а – в; ж – і) та пропущеному (г – е; к – м) світлі для зразків епідермісу (а – е) та дерми (ж – м) різної товщини при значенні фактору анізотропії відповідних шарів 0.79 та 0.84

Порівнюючи залежність освітленості різних зон фотометричних зображень від фактору анізотропії тканини для зразків епідермісу та дерми різної товщини при фотометрії світлорозсіяння методом еліпсоїдальних рефлекторів з аналогічною залежністю для зразків м'язової тканини [26], можна помітити, що освітленість зовнішнього і середнього кільця фотометричних зображень як у від-

битому, так і в пропущеному світлі мають, так само, виражену залежність від товщини зразка водночас, фактор анізотропії має більш значний вплив на світлорозсіяння зразками м'язової тканини, на відміну від тканин шарів шкіри людини, що обумовлене різною будовою та оптичними властивостями БТ.

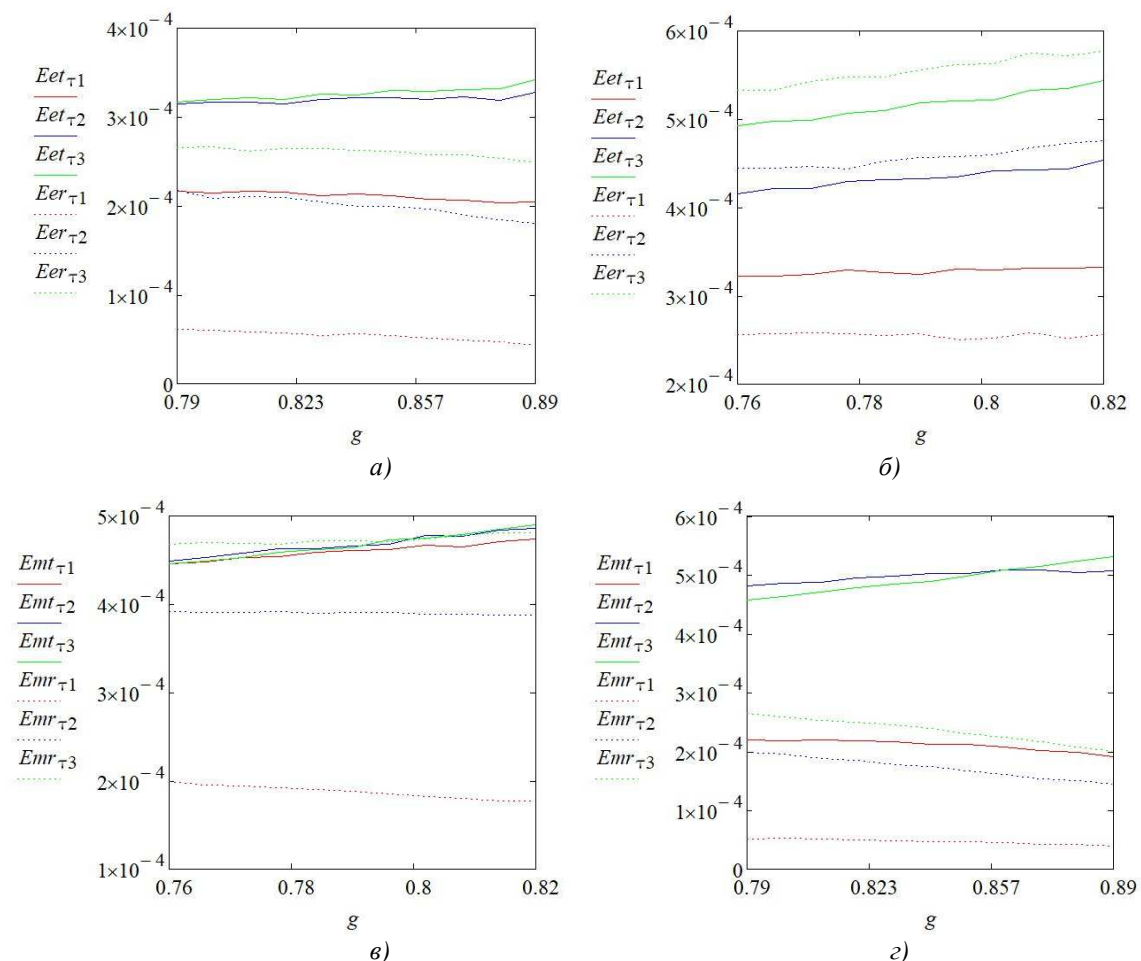


Рис. 6. Освітленість зовнішнього (Eer , Eet) та середнього (Emr , Emt) кільця У відбитому (Eer , Emr) та пропущеному (Eet , Emt) світлі зразками епідермісу (а, в) та дерми (б, г) різної товщини залежно від фактору анізотропії g

Механізм трасування променів, запропонований у роботі [20], дозволяє припустити, що фотони (які формують освітленість середнього кільця фотометричного зображення) мають більш віддалені координати виходу з БТ порівняно із зоною падіння і більш відхилення від початкового напрямку. Помірне збільшення освітленості зовнішнього кільця для зразків дерми людини залежно від фактору анізотропії виявляє збільшення кількості розсіяних променів, значно відхилених від початкового напрямку, у випадку епідермісу спостерігаємо зворотну картину.

Порівнюючи графіки аналізу фотометричних зображень досліджуваних БТ (рис. 6), при фотометрії еліпсоїдальними рефлекторами з залежністю ваги дифузно розсіяних фотонів в прямому та зворотному напрямках (рис. 4) при гоніофотометрії за методом перетинів можна помітити певну кореляцію результатів. Очевидно, що зростання чи спадання інтенсивності світла в різних зонах фотометричних зображень безпосередньо корелює з характером зміни оптичних коефіцієнтів пропускання, поглинання та дифузного відбиття для конкретної

товщини досліджуваного зразка БТ, а визначальний вплив має коефіцієнт дифузного відбиття.

Висновки

У роботі представлені результати симуляції поширення оптичного випромінювання в шарах шкіри людини різної товщини на довжині хвилі 632,8 нм методом Монте-Карло симуляція світлорозсіяння шарами дерми та епідермісу на довжині хвилі 632,8 нм. Чисельне моделювання світлорозсіяння здійснено для зразків епідермісу та дерми при використанні методів просторової фотометрії за перетинами та еліпсоїдальних рефлекторів. Отриманий просторовий розподіл розсіяного світла в напрямках вперед на назад у вигляді усереднених індикатрис за перетинами та фотометричних зображень дозволив здійснити порівняльну оцінку функціональних можливостей розглянутих методів та показав взаємозв'язок з оптичними властивостями досліджуваних біологічних тканин. Охарактеризовані тенденції залежності оптичних коефіцієнтів, дифузних складових розсіяння при гоніофотометрії, а також рівня освітленості різних

зон фотометричних зображень при фотометрії еліпсоїдальними рефлекторами, від величини фактору анізотропії розсіяння в значущому діапазоні для зразків епідермісу та дерми різної товщини.

Дані результати можуть бути використані для вирішення задач оптики світлорозсіяння при вдосконаленні методів біомедичної діагностики, ендоскопічної хірургії, фотодинамічної та фототермічної терапії різних захворювань.

Література

- [1] R. Srinivasan, D. Kumar, & M. Singh, "Optical characterization and imaging of biological tissues", *Current Science*, vol. 87, no. (2), pp. 218-227, 2004.
- [2] А. Н. Башкатов, Э. А. Генина, В. И. Кочубей, В. С. Рубцов, Е. А. Колесникова, В. В. Тучин, "Оптические свойства тканей толстой кишки человека в спектральном диапазоне 350 – 2500 нм", *Квантовая электроника*, т. 44, №8, с. 779–784, 2014.
- [3] А. Н. Королевич, Е. В. Олейник, Я. И. Севковский, А. Я. Хайруллина, "Особенности спектра диффузного отражения и пропускания нормальных и опухолевых тканей", *Журнал прикладной спектроскопии*, Т. 58, № 5-6, с. 555-559, 1993.
- [4] И. М. Пеливанов, С. А. Белов, В. С. Соломатин, Т. Д. Хохлова, А. А. Карабутов, "Прямое измерение пространственного распределения интенсивности лазерного излучения в биологических средах in vitro оптико-акустическим методом", *Квантовая электроника*, т. 36, № 12, с. 1089–1096, 2006.
- [5] В. Л. Кузьмин, А. Ю. Вальков, & Л. А. Зубков, "Диффузия фотонов в случайных средах и анизотропия рассеяния в моделях Хенши-Гринштейна и Релея-Ганса" *Журнал экспериментальной и теоретической физики*, 155(3), с. 460-471, 2019.
- [6] A. Bhandari, B. Hamre, Ø. Frette, K. Stamnes, and J. J. Stamnes, "Modeling optical properties of human skin using Mie theory for particles with different size distributions and refractive indices," *Opt. Express*, no. 19, pp. 14549-14567, 2011. doi: 10.1364/OE.19.014549
- [7] C. O. Flynn, B. A. McCormack, "A three-layer model of skin and its application in simulating wrinkling", *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, vol.12, no. 2, pp.125-34, 2009. doi: 10.1080/10255840802529933.
- [8] Nina Verdel, Jovan Tanevski, Sašo Džeroski, & Boris Majaron, "Predictive model for quantitative analysis of human skin using photothermal radiometry and diffuse reflectance spectroscopy", *Biomedical Optics Express*, 2020. doi: 11. 10.1364/BOE.384982.
- [9] J. Marotz, A. Kulcke, F. Siemers, D. Cruz, A. Aljowder, D. Promny, G. Daeschlein, and Th. Wild, "Extended Perfusion Parameter Estimation from Hyperspectral Imaging Data for Bedside Diagnostic in Medicine", *Molecules*, vol. 24, no. 22, pp. 4164, 2019. doi: 10.3390/molecules24224164
- [10] A. Bashkatov, E. Genina, V. Tuchin, G. Altshuler, and I. Yaroslavsky, "Monte Carlo study of skin optical clearing to enhance light penetration in the tissue: implications for photodynamic therapy of acne vulgaris", in *Proceedings of SPIE*, 2019, 7022. doi: 10.1117/12.803909.
- [11] Y. Wang, W. Wang, M. van Gastel, and G. Haan, "Modeling on the Feasibility of Camera-Based Blood Glucose Measurement", in *Proceedings of IEEE/CVF International Conference on Computer Vision Workshop*, pp. 1713-1720, 2019. doi: 10.1109/ICCVW.2019.00212
- [12] Lister T, Wright PA, Chappell PH., "Optical properties of human skin", *J Biomed Opt.* vol. 17, no. 9, 90901-1, 2012. doi: 10.1117/1.JBO.17.9.090901.
- [13] Akira Ishimaru and C. W. Yeh, "Matrix representations of the vector radiative-transfer theory for randomly distributed nonspherical particles," *J. Opt. Soc. Am.*, Vol. A 1, pp. 359-364, 1984.
- [14] S. L. Jacques, "Monte Carlo simulations of fluorescence in turbid media", Ch. 6 in *Handbook of Biomedical Fluorescence*, M. A. Mycek, B. W. Pogue, publ. Marcel-Dekker, New York, NY, 2003.
- [15] L-H. Wang, S. L. Jacques, L-Q. Zheng, "MCML - Monte Carlo modeling of photon transport in multi-layered tissues", *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, vol. 47, pp. 131-146, 1995.
- [16] J. M. Schmitt, A. Knüttel, and R. F. Bonner, "Measurement of optical properties of biological tissues by low-coherence reflectometry," *Appl. Opt.*, vol. 32, pp. 6032-6042, 1993.
- [17] В. В. Тучин, *Оптика биологических тканей: Методы рассеяния света в медицинской диагностике*. Москва, РФ: ООО "Физматлит", 2012.
- [18] Н. В. Безугла, "Просторова фотометрія біологічних середовищ", дис. канд. техн. наук., КПІ ім. Ігоря Сікорського, Київ, 2016.
- [19] М. О. Безуглий, "Еліпсоїдальні рефлектори для фотометрії біологічних середовищ", дис. д-ра техн. наук., КПІ ім. Ігоря Сікорського Київ, 2020.
- [20] М. В. Павловець, М. О. Безуглий, "Комп'ютерна програма «Еліпсоїдальна фотометрія» (Ellipsoidal Photometry) ("BT Mod")", Свідоцтво про реєстрацію авторського права на твір № 68440, 02.11.2016.
- [21] Н. В. Безугла, М. О. Безуглий, Г. С. Тимчик, В. А. Шаргородський, "Просторова фотометрія біологічних середовищ", *Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології*, Т. 30, № 2, с. 40-49, 2015.

- [22] М. О. Безуглий, Н. В. Безугла, *Еліпсоїдальні рефлектори для фотометрії світлорозсіяння біологічними середовищами: монографія*. Київ, Україна: Політехніка, 2020.
- [23] В. В. Тучин, *Лазеры и волоконная оптика в биомедицинских исследованиях*. Саратов, РФ, 1998.
- [24] Ю. Елисеев, *Заболевания кожи. Полный медицинский справочник для всей семьи*. Москва, РФ: Эксмо, 2009.
- [25] Н. В. Безугла, М. О. Безуглий, та Г. С. Тимчик, "Особенности анизотропии светлорозсіяння волокнистими біологічними тканинами", *Вісник НТУУ «КПІ». Серія приладобудування*, Вип. 50, с.169 – 175, 2015.
- [26] М. О. Безуглий, Н. В. Безугла, Д. В. Горбань, "Визначення фактору анизотропії тканини при фотометрії еліпсоїдальними рефлекторами", *Міжнародний науково-технічний журнал "KPI Science News"*, № 4, с. 62-70, 2019. doi: 10.20535/kpi-sn.2019.4.177082.

УДК 535.2:616-71

Н. В. Безуглая, С. А. Полуэктов, В. А. Черный и М. А. Безуглый*Национальный технический университет Украины «Киевский политехнический институт имени Игоря Сикорского», Киев, Украина***МОНТЕ-КАРЛО СИМУЛЯЦИЯ СВЕТОРАССЕЯНИЯ СЛОЯМИ КОЖИ ЧЕЛОВЕКА МЕТОДОМ ПРОСТРАНСТВЕННОЙ ФОТОМЕТРИИ**

Способность осуществлять регистрацию и анализ пространственного распределения рассеянного света в пределах полного телесного угла лежит в основе разработки и усовершенствования информационно-измерительных систем и программно-аппаратных комплексов для задач оптической биомедицинской диагностики. Для неинвазивных методов биомедицинского исследования наибольший вклад в светорассеяние вносят слои кожи человека, воздействуя при этом на глубину зондирования и разрешающую способность диагностических систем. Значительная индивидуальная вариабельность оптических свойств биологических тканей не позволяет практически (клинически) оценить их влияние на характеристики светорассеяния, поэтому применение методов моделирования распространения оптического излучения в средах в контексте функционирования измерительного средства позволяет обеспечить такой прогностический анализ. Целью данной работы является сравнительная оценка результатов симуляции Монте-Карло распространения оптического излучения в отдельных слоях кожи человека при использовании информационно-измерительных систем биомедицинского фотометра с эллипсоидальными рефлекторами и гониофотометра.

В работе представлены результаты Монте-Карло симуляции светорассеяния слоями дермы и эпидермиса на длине волны 632,8 нм с помощью методов пространственной фотометрии и программного обеспечения "BT_Mod", которое позволяет моделировать процесс трассировки лучей в биомедицинском фотометре с эллипсоидальными рефлекторами, а также формировать пакет исходных данных о положении, направлении и статистическом весе фотонов, которые выходят из образца исследуемой ткани.

В результате моделирования получены графики зависимости оптических коэффициентов (пропускания T , диффузного отражения R_d и поглощения A) для исследуемых тканей различной толщины от величины фактора анизотропии рассеяния, а также фотометрические изображения второй фокальной плоскости эллипсоидальных рефлекторов при регистрации пятна рассеяния в отраженном и пропущенном свете. Получены диаграммы усредненной индикатрисы рассеяния на трех толщинах эпидермиса и дермы для набора биофизических значимых значений фактора анизотропии рассеяния, на основании чего проанализировано интегральное распределение статистического веса фотонов в диффузно рассеянном свете. Осуществлена количественная оценка уровня освещенности изображений по принципам зонного анализа при фотометрии эллипсоидальными рефлекторами. Получены графики зависимости освещенности внешнего и среднего кольца фотометрических изображений в отраженном и пропущенном свете.

Результаты исследования позволяют анализировать пространственное распределение рассеянного слоями кожи человека (эпидермисом и дермой) оптического излучения в пределах полного телесного угла, что может быть использовано в задачах оптической дозиметрии и медицинской визуализации в диагностических, эндоскопических и терапевтических методах биофотоники.

Ключевые слова: метод Монте-Карло; фактор анизотропии рассеяния; индикатриса рассеяния; пространственная фотометрия; эллипсоидальные рефлекторы; эпидермис; дерма; фотометрические изображения.

Natalia V. Bezuglaya, Serhii O. Poluectov, Vladyslav O. Chorny, and Mikhail O. Bezuglyi

*National Technical University of Ukraine "Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute", Kyiv, Ukraine***MONTE CARLO SIMULATION OF LIGHT SCATTERING IN HUMAN SKIN LAYERS BY SPATIAL PHOTOMETRY METHODS**

The ability to register and analyze the spatial distribution of light scattered within the full solid angle is the basis for the development and improvement of information-measuring systems and software and hardware complexes for problems of optical biomedical diagnostics. The greatest contribution to light scattering at non-invasive methods of biomedical research are made by the layers of human skin, affecting the depth of probing and the resolution of diagnostic systems. The significant individual variability of the optical properties of biological tissues does not allow practically (clinically) assessing their effect on the light scattering characteristics; therefore, the use of methods for modeling the optical radiation propagation in media in the measuring tools functioning context makes it possible to provide such a prognostic analysis. The goal of this work is a comparative evaluation of the results of the light propagation in human skin layers by Monte Carlo simulation using information-measuring systems of a biomedical photometer with ellipsoidal reflectors and a goniophotometer.

The Monte Carlo simulation results of light scattering in dermis and epidermis at a wavelength of 632.8 nm using spatial photometry methods and the "BT_Mod" software, as well as coordinates, direction, and statistical weight of photons, allows the ray-tracing in a biomedical photometer with ellipsoidal reflectors are presented in this work.

As a result of modeling, graphs of the dependence of optical coefficients (transmission T, diffuse reflection Rd, and absorption A) for the studied tissues of various thicknesses on the value of the scattering anisotropy factor were obtained, as well as photometric images of the second focal plane of ellipsoidal reflectors when receiving a scattering spot in reflected and transmitted light. Diagrams of the averaged scattering indicatrix at three thicknesses of the epidermis and dermis were obtained for a set of biophysically significant values of the scattering anisotropy factor, based on which the integral distribution of the photons statistical weight in diffuse scattered light was analyzed. A quantitative assessment of the illuminance level of images is carried out according to the zone analysis principles in photometry by ellipsoidal reflectors. The resulting graphs of the illuminance dependence the external and middle rings of photometric images in reflected and transmitted light.

The results of the research make it possible to analyze the spatial distribution of light scattered by the human skin layers (epidermis and dermis) within the full solid angle, which can be used in problems of optical dosimetry and medical imaging in diagnostic, endoscopic, and therapeutic methods of biophotonics.

Keywords: Monte Carlo method; scattering anisotropy factor; scattering indicatrix; spatial photometry; ellipsoidal reflectors; epidermis; dermis; photometric images.

*Надійшла до редакції
3 квітня 2021 року*

*Рецензовано
20 квітня 2021 року*