

ПРИЛАДОБУДУВАННЯ ТА ІНФОРМАЦІЙНО-ВИМІРЮВАЛЬНА ТЕХНІКА

УДК 535.2:616-71

Н.В. Безугла, М.О. Безуглий, Г.С. Тимчик, К.П. Вонсевич

ВПЛИВ ОСЬОВОЇ АНІЗОТРОПІЇ РОЗСІЮВАННЯ БІОЛОГІЧНИХ СЕРЕДОВИЩ НА ТОЧНІСТЬ ВИЗНАЧЕННЯ ОПТИЧНИХ КОЕФІЦІЄНТІВ МЕТОДОМ МОНТЕ-КАРЛО

The influence of the axial anisotropy of the scattering by biological media on the accuracy of determination the optical coefficients of diffuse reflection and total transmission was considered in this work. The propagation of optical radiation in the turbid media by direct Monte Carlo for samples with different thickness *in vitro* at the wavelength of laser radiation 632.6 nm was simulated. Non-axial symmetry of phase function of scattering for thickest samples was confirmed by the results of the diametrically sections of photometric images analysis, which were obtained by the method of ellipsoidal reflectors. The asymmetry of the axial anisotropy of scattering, which was characterized experimentally by determined factor of the thickest biological tissue anisotropy on sections and direct Monte Carlo for sample of porcine muscle thickness of 1.4 ± 0.02 mm. It has showed the possibility of displacement of diffuse reflectance at 23 % and the ratio of its total transmission by 20 %, and of breast muscle of chicken thickness 0.76 ± 0.02 mm – quadruple and double displacement, respectively. The results emphasize the need for developing the method of spatial photometry of biological media that implements the research of light fluxes within the solid angle 4π .

Keywords: anisotropy of the scattering, method of Monte Carlo, method of ellipsoidal reflectors, method of spatial photometry.

Вступ

Важливу інформацію про структуру та функції біологічних середовищ (БС) можна отримати за допомогою оптичних методів біомедичного дослідження, що базуються на з'ясуванні взаємозв'язку випромінювання, яке поглинулось та розсіялось. Медико-біологічні критерії, вироблені на підставі численних експериментів, а також адекватна математична модель поширення оптичного випромінювання в БС є діагностичним базисом для оцінки фізіологічного та функціонального стану тканини або органу, до складу якого входить БС. Так, наприклад, результати досліджень [1–3] показують, що залежно від ступеня злоякісності новоутворень у тканині збільшується хаотизація клітинних структур, в 2–5 разів збільшується діапазон розмірів окремих клітинних ядер від середнього значення, змінюється відносний показник заломлення ядро–цитоплазма тощо. Це призводить до зміни характеру розсіювання світла в тканині. У праці [3] показано, що анізотропія розсіювання в заражених тканинах при раку яєчників та розладі з'єднувальної тканини при незавершеному остеогенезі відмінна від розсіювальних властивостей тканини в нормі.

Процеси поширення оптичного випромінювання в світлорозсіювальних середовищах, у тому числі в біологічних тканинах, рідинах, субстратах, не є фізично сталою категорією і, внаслідок випадкового розподілу поглинаючих і розсіювальних центрів, залишаються проблем-

ними при дослідженні оптичних властивостей БС. З'ясування характеру взаємодії світла з динамічним середовищем вирішується в рамках різноманітних теоретичних та числових теорій, які можна віднести або до загальної електромагнітної теорії Максвелла, або до теорії переносу випромінювання [1, 2, 4, 5].

Постановка задачі

Мета роботи – виявлення осьової анізотропії розсіювання біологічних середовищ та оцінка ступеня її впливу на визначення оптичних коефіцієнтів дифузного відбиття та повного пропускання при моделюванні поширення оптичного випромінювання в середовищі методом Монте-Карло.

Вихідні положення

Головною метою більшості числових методів є визначення оптичних характеристик БС, які є інтегрально-диференційними показниками поля світлової хвилі (1), що поширюється в біологічному середовищі:

$$\frac{dI(\vec{r}, \vec{s})}{d\vec{s}} = -\mu_t I(r, \vec{s}) + \frac{\mu_s}{4\pi} \int_{4\pi} I(r, \vec{s}') p(\vec{s}, \vec{s}') d\omega', \quad (1)$$

де $dI(\vec{r}, \vec{s})$ – інтенсивність випромінювання в точці r , що поширюється у напрямку \vec{s} , Вт·см⁻²/стер; μ_t – коефіцієнт ослаблення, що визначається як $\mu_t = \mu_a + \mu_s$; μ_a – пара-

метр поглинання; μ_s – параметр розсіювання; $p(\bar{s}, \bar{s}')$ – фазова функція, яка визначає ймовірність того, що фотон, який летить у напрямку \bar{s} , після розсіювання матиме напрямком \bar{s}' та залежить від фактора анізотропії g , $d\omega'$ – одиничний тілесний кут у напрямку \bar{s}' .

Сучасна біомедична діагностика ґрунтується на визначенні оптичних параметрів БС розв'язанням рівняння переносу випромінювання (1) наближеними числовими методами. Найпростішим з математичної точки зору, проте достатньо складним з огляду на техніку проведення експерименту, вважають наближення першого порядку, яке справедливе для тонких або слабозрсіювальних середовищ [2, 5]. Дифузне (дифузійне) наближення [2, 5] використовується для опису ізотропного розсіювання, в той час як малокутове наближення [2] застосовується у випадку наявності значних розсіювальних неоднорідних включень у тонких біологічних зразках. Потоківі моделі (моделі Кубелки–Мунка) [2, 5] непридатні для середовищ з високою анізотропією розсіювання. Методи Монте-Карло та їх модифікації використовуються для середовищ з довільною конфігурацією і будь-якими граничними умовами та найбільш широко застосовуються в біомедичній оптиці.

Таким чином, для побудови адекватної моделі поширення оптичного випромінювання в БС і точного визначення його оптичних характеристик (параметрів розсіювання μ_s та поглинання μ_a , а також фактора анізотропії g) в умовах реального експерименту необхідно або отримати досить тонкі зразки (товщиною близько 100–300 мкм), що задовольнить умову однократного розсіювання, або вважати БС ізотропними чи анізотропними з рівномірним розподілом розсіювальних центрів ординарної форми. При цьому індикатриса розсіювання матиме симетричну форму відносно напрямку поширення випромінювання, а фактор анізотропії g вираховуватиметься як середній косинус кута θ в одній площині. Зазвичай для визначення фактора анізотропії g застосовують фазову функцію Хені–Грінштейна, яка справедлива для тонких зразків:

$$p_{\text{HG}}(\bar{s}, \bar{s}') = \frac{1}{4\pi} \cdot \frac{1 - g^2}{(1 + g^2 - 2g \cos \theta)^{\frac{3}{2}}} \quad (2)$$

Фактор анізотропії g_d , отриманий за результатами реального експерименту для товщинних зразків, повинен бути врахований при визначенні фазової функції (2) однократного розсіювання. Механізм такого уточнення був запропонований у роботах [6] та [3] і зводиться у відповідних випадках до таких виразів:

$$g_{\text{HG}} = \frac{g_d}{(1 - b)} \quad (3)$$

або

$$g_{\text{HG}} \approx (g_d)^{\frac{1}{N}}, \quad (4)$$

де b – нормована частка розсіяного назад оптичного випромінювання, яка визначається експериментально гоніометричним методом [6] для зразка певної товщини; N – середнє число актів розсіювання, виявлених гоніометричним методом [3], що визначається як

$$N = \begin{cases} 1, & \mu_s d < 1; \\ \mu_s d, & \mu_s d \geq 1, \end{cases}$$

де $\mu_s d$ – середня кількість довжин розсіювання.

Незважаючи на те що залежності (3) і (4) встановлюють взаємозв'язок факторів анізотропії однократного та багатократного розсіювання на товщинних зразках, їх просторова конфігурація не дає змоги врахувати випадки відсутності осьової симетрії, що має місце в зразках БС унаслідок неоднорідної структури середовища. Задачі пошуку засад врахування неоднорідного характеру просторового розподілу розсіяного БС випромінювання й присвячена ця робота.

Методи і засоби дослідження

Для підтвердження тези про відсутність осьової симетрії в розподілі розсіяного випромінювання скористаємось методом дзеркальних еліпсоїдів обертання та відповідною експериментальною установкою, що використовується при оптичних біометричних дослідженнях [7, 8]. Як зондуєчне використовувалось лазерне випромінювання на довжині хвилі 632,8 нм номінальною потужністю 2 мВт та діаметром пучка променів 1,4 мм.

Рисунки 1 і 2 ілюструють фотометричні зображення зразків м'язової тканини свині та курки при проведенні досліджень у відбитому світлі в умовах експерименту *in vitro*. Зразки

заднього окосту свині товщиною $1,4 \pm 0,02$, $2,9 \pm 0,04$ і $4,3 \pm 0,04$ мм, взяті від особини жіночого роду віком 8,2 місяця через 30 хв після забиття, дегідратовані за нормальних умов протягом 24 год. Зразки грудних м'язів курки-бройлера товщиною $0,76 \pm 0,02$, $1,6 \pm 0,02$ і $2,14 \pm 0,02$ мм, взяті від особини жіночого роду віком 38 днів через 12 год після забиття, охолоджені за температури 5°C . Зразки були отримані від комерційних м'ясників. Поперечні розміри зразків вибирались такими, щоб зразки могли заповнити весь робочий отвір еліпсоїдального рефлектора (33,75 мм) і запобіг-

ти виходу розсіяного випромінювання з бокових частин тканини. Зразки розміщувались на предметному склі, а визначення оптичних коефіцієнтів здійснювалося відповідно до відносного методу [7].

Неважко помітити, що при повороті зразків біологічної тканини (див. рис. 1 і 2) навколо оптичної осі вимірювальної системи (напрямку падаючого променя) спостерігається поворот фотометричного зображення. Це свідчить про наявні структурні анатомічні відмінності, які вносять асиметрію в просторовий розподіл розсіяного світла.

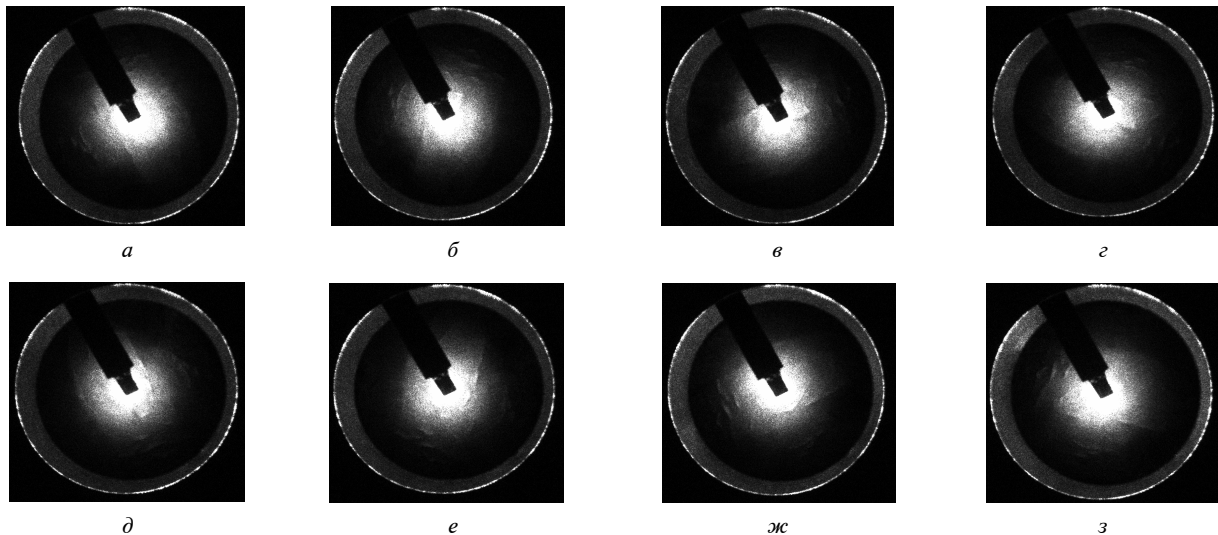


Рис. 1. Фотометричні зображення розсіяного назад світла, отримані методом еліпсоїдальної рефлектометрії, для зразка заднього окосту свині товщиною $1,4 \pm 0,02$ мм (а) і при повороті зразка на: 45° (б); 90° (в); 135° (г); 180° (д); 225° (е); 270° (ж) та 315° (з)

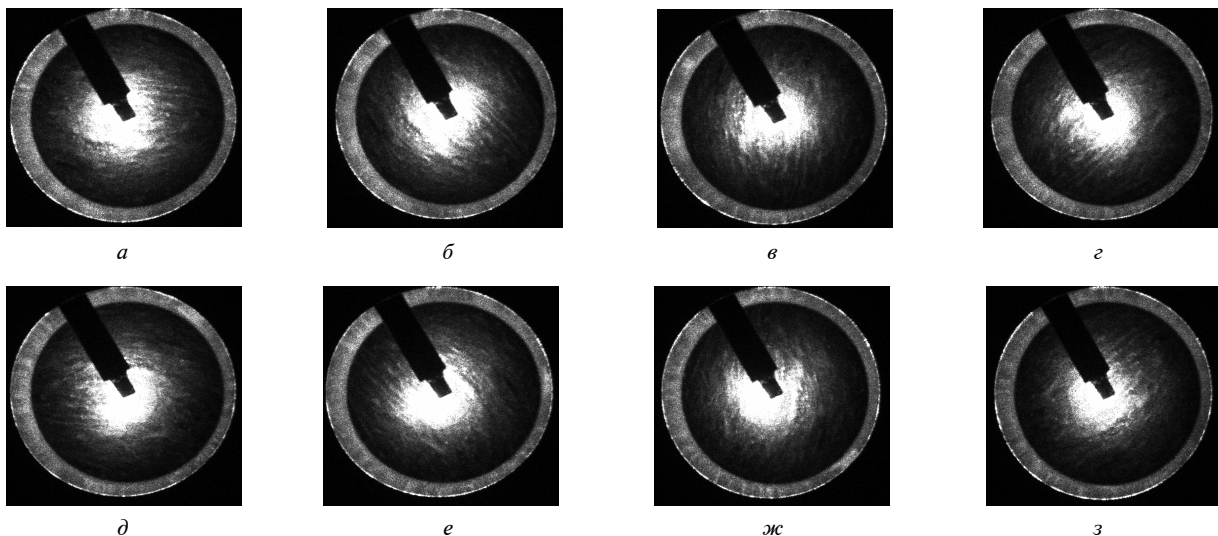


Рис. 2. Фотометричні зображення розсіяного назад світла, отримані методом еліпсоїдальної рефлектометрії, для зразка грудних м'язів курки товщиною $0,76 \pm 0,02$ мм (а) і при повороті зразка на: 45° (б); 90° (в); 135° (г); 180° (д); 225° (е); 270° (ж) та 315° (з)

Таблиця. Вхідні дані для моделювання за методом Монте-Карло

Біологічне середовище	λ , нм	μ_a , см^{-1}	μ_s , см^{-1}	n	g_{HG}	g_d
М'язи свині в рамках методу Монте-Карло [10]	633	1	40	1,40	0,97	—
М'язи свині за даною роботою	632,8	1,68	45,4	1,40	0,964–0,982	0,771–0,879
М'язи курки в рамках транс-портної теорії [10]	633	0,12	229	1,37	0,965	—
М'язи курки за даною роботою	632,8	0,9	229,9	1,37	0,946–0,984	0,380–0,754

При дослідженнях зразків м'язової тканини свині товщиною $2,9 \pm 0,02$ і $4,3 \pm 0,02$ мм було встановлено, що тенденція асиметрії анізотропного розсіювання не зберігається. Це дає змогу зафіксувати відновлення осьової анізотропії при збільшенні товщини зразка. У той же час для зразків грудних м'язів курки товщиною $1,6 \pm 0,02$ і $2,14 \pm 0,02$ мм відновлення осьової симетрії не спостерігалось.

Гранична товщина біологічних середовищ, за якої відбувається відновлення осьової анізотропії, залежить від багатьох чинників, що характеризують стан досліджуваного зразка, і за потреби може бути визначена в конкретному експерименті. У рамках нашого дослідження при використаному типі експериментальної установки та математичному апараті числового моделювання поширення оптичного випромінювання в БС така задача не ставилась.

Для обґрунтування впливу фактора анізотропії розсіювання на точність визначення оптичних параметрів біологічних середовищ було використано прямий метод Монте-Карло [7, 9], який дає змогу за відомими оптичними параметрами розсіювання μ_s , поглинання μ_a та фактора анізотропії розсіювання g отримати значення коефіцієнтів дифузного відбиття та повного пропускання модельованого БС. У дослідженні біологічне середовище задавалося одним шаром з відомими коефіцієнтами μ_s і μ_a , які можна зафіксувати на рівні, визначеному авторами [10], або за допомогою методу дзеркальних еліпсоїдів обертання та інверсного Монте-Карло (таблиця). Оскільки при дослідженнях використовувався лише один зразок тканини конкретної товщини, то точність встановлення оптичних параметрів БС визначалася точністю цільової функції оптимізації, за яку використана сума відносних похибок визначення коефіцієнтів дифузного відбиття та повного пропускання за результатами вимірювань та моделювання прямим методом Монте-

Карло [7]. Для проведеної серії експериментів її значення було не гірше 0,43 %.

Типовими методами для визначення фактора анізотропії розсіювання БС є гоніометричні [11], що досліджують фазову функцію в одній площині. Тому оцінимо вплив значень фактора анізотропії, отриманих в окремих перетинах фотометричного зображення, як це мало б місце при гоніофотометрії. Відео-фотометричний аналіз 36 діаметральних перетинів (через кожні 10°) просторового розподілу розсіяного випромінювання (див. рис. 1 і 2) показав відносність величини яскравості розсіяного світла в межах 1 % для зразка свинячого окосту та 2 % для зразка грудних м'язів курки. Оскільки отримані фотометричні зображення є площинним зображенням кутового розподілу розсіяного випромінювання, то припустимо, що діапазон змін середнього косинуса фазової функції розсіювання по перетинах варіюється в таких самих межах (див. таблицю).

Результати і їх обговорення

Методика отримання зрізів біологічних середовищ не дала змоги одержати протяжні зразки з рівномірною товщиною, тому моделювання забезпечило розгляд крайніх та середнього значень товщини зразків БС. Моделювання складалося з 10 числових експериментів, під час кожного з яких за результатами моделювання прямим методом Монте-Карло траєкторій блукання 100 тисяч пакетів фотонів отримано значення дифузного відбиття R та повного пропускання T (рис. 3).

З графіків видно, що зміна фактора анізотропії розсіювання g_d окосту свині товщиною $1,4 \pm 0,02$ мм (рис. 3, а, в), визначеного по перетинах фотометричного зображення, а отже, і діапазон функції Хені–Грінштайна (3), (4), призводить до варіювання коефіцієнта дифузного відбиття R у межах 23 %, а коефіцієнта повного пропускання T — у межах 20 %. У той же час

аналогічний діапазон для м'язової грудної тканини курки товщиною $0,76 \pm 0,02$ мм (рис. 3, б, г) показує чотирикратну та двократну відмінність у коефіцієнтах відбиття та пропускання відповідно. Тому очевидно, що одноплщинне врахування фактора анізотропії розсіювання може призвести до істотного спотворення результатів оптичної біометрії середовищ. Повний, у межах тілесного кута 4π , аналіз фазової функції розсіювання й усереднення фактора анізотропії g_d дасть змогу врахувати осьову асиметрію в розподілі відбитого та пропущеного світла.

Тому для підвищення точності визначення оптичних параметрів біологічних середовищ доцільно застосовувати методики, що дають змогу встановлювати величину середнього косинуса фазової функції багатократного розсіювання в товщинних зразках, у яких відсутня осьова симетрія анізотропії розсіювання. Для цього авторами запропоновано технічне рішення для

забезпечення просторової фотометрії біологічних середовищ [11, 12], що полягає в оцінці розсіяного в прямому та зворотному напрямках оптичного випромінювання в межах повного тілесного кута (рис. 4).

У загальному випадку визначення відносності потоків розсіяного випромінювання у зворотному та прямому напрямках зводиться до розв'язання таких рівнянь:

$$R = \frac{1}{I_0} \int_{\theta=0}^{\theta=\pi} \int_{\varphi=0}^{\varphi=2\pi} I_R(\theta, \varphi) dA \cos\theta \cos\varphi d\theta d\varphi,$$

$$T = \frac{1}{I_0} \int_{\theta=2\pi}^{\theta=\pi} \int_{\varphi=0}^{\varphi=2\pi} I_T(\theta, \varphi) dA \cos\theta \cos\varphi d\theta d\varphi$$

де I_0 – інтенсивність випромінювання, що падає на зразок, $I_R(\theta, \varphi)$ та $I_T(\theta, \varphi)$ – експериментально визначені інтенсивності випромі-

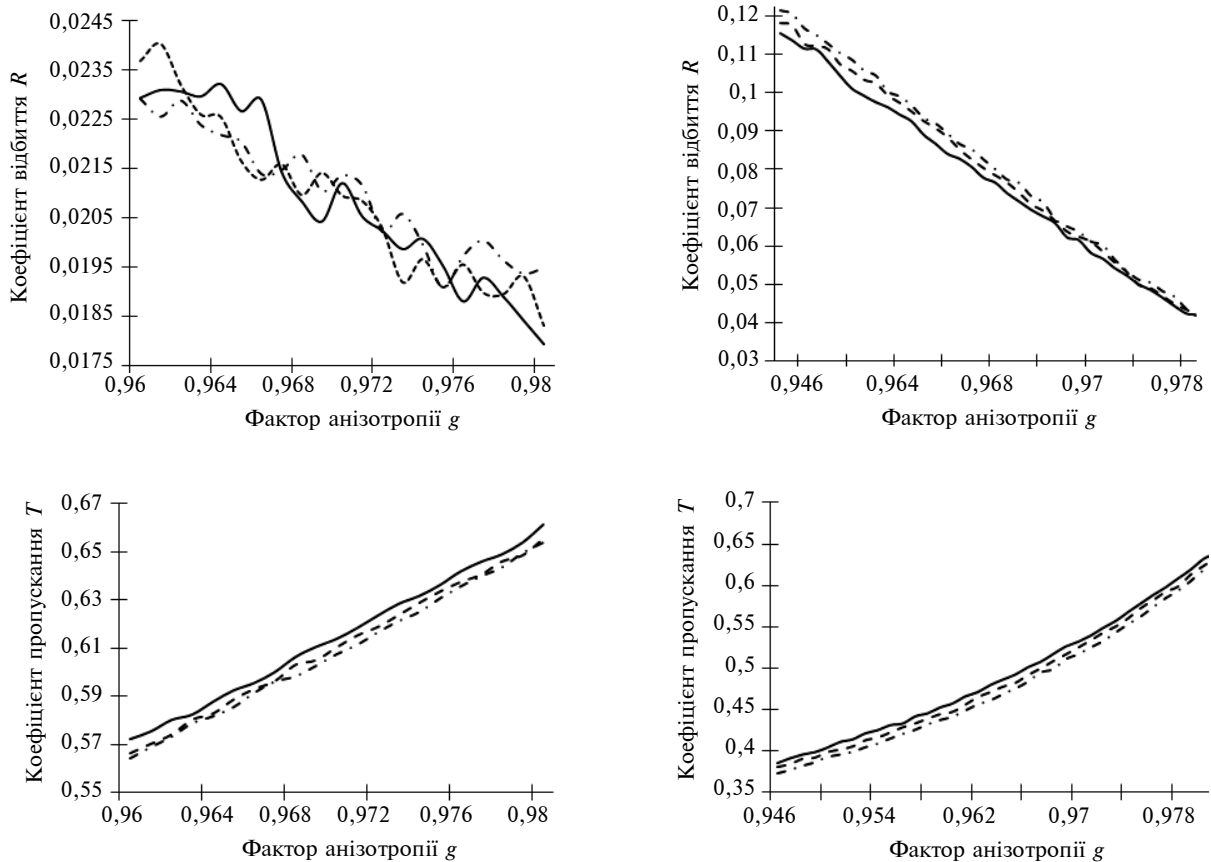


Рис. 3. Графіки залежності коефіцієнтів дифузного відбиття R та повного пропускання T від зміни фактора анізотропії розсіювання g відповідно: а, в – для окосту свині; б, г – для м'язової грудної тканини курки; товщина зразка для м'язової грудної тканини курки та для окосту свині відповідно: — — 0,074 см і 0,138 см, - - - 0,076 см і 0,14 см, . . . 0,078 см і 0,142

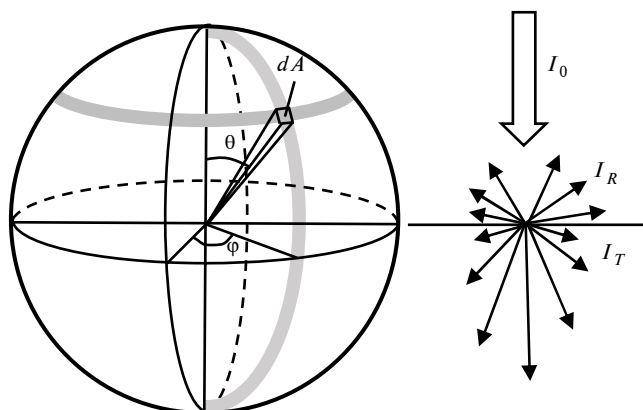


Рис. 4. До пояснення просторової фотометрії біологічних середовищ

нювання у зворотному та прямому напрямках відповідно на елементарній площадці dA , положення якої визначається кутовими координатами θ, φ .

Висновки

Проаналізувавши отримані результати, можна зробити висновок про доцільність уточнен-

Список літератури

1. Тучин В.В. Лазеры и волоконная оптика в биомедицинских исследованиях. — М.: Физматлит, 2010. — 500 с.
2. Тучин В.В. Оптическая биомедицинская диагностика. Т.1. — М.: Физматлит, 2007. — 560 с.
3. G. Hall and S. L. Jacques, "Goniometric measurements of thick tissue using Monte Carlo simulations to obtain the single scattering anisotropy coefficient", Biomedical optics express, vol. 3, no. 11, pp. 2707–2719, 2007.
4. Барабаненков Ю.Н. Многократное рассеяние волн на ансамбле частиц и теория переноса излучения // Успехи физ. наук. — 1975. — № 117(1). — С. 49–77.
5. Исимару А. Распространение и рассеяние волн в случайно неоднородных средах. В 2-х т. — М.: Мир, 1981.
6. S.L. Jacques et al., "Angular Dependence of He Ne Laser Light Scattering by Human Dermis", Lasers in the Life Sciences, vol. 1, no. 4, pp. 309–334, 1987.
7. M.A. Bezuglyi et al., "On the possibility of applying a mirror ellipsoid of revolution to determining optical properties of biological tissues", Optics and Spectroscopy, vol. 113, no. 1, pp. 101–107, 2012.
8. M.A. Bezuglyi and N.V. Pavlovets, "Optical biometry of biological tissues by ellipsoidal reflectors", in Proc. OSA-SPIE 8798, May 2013.
9. S.A. Prahl et al., "A Monte Carlo Model of Light Propagation in Tissue", Dosimetry of Laser Radiation in Medicine and Biology, SPIE Institute Ser., vol. 5, pp. 102–111, 1989.
10. W.F. Cheong et al., "A review of optical properties of biological tissues", J. Quantum Electronics, vol. 5, no. 12, pp. 2166–2239, 1990.
11. N.V. Bezuglaya and M.A. Bezuglyi, "Spatial Photometry of Scattered Radiation by Biological Objects", in Proc. SPIE 9032-15, V2, pp. Q1–Q5, 2013.
12. Спосіб визначення фазової функції біологічних середовищ: Деклараційний патент України на корисну модель № 75382 / Н.В. Безугла, О.В. Кузьменко, М.О. Безуглий, Ю.В. Чмир. — 26 листопада, 2012.

Рекомендована Радою
приладобудівного факультету
НТУУ "КПІ"

Надійшла до редакції
23 грудня 2014 року