

7. Тимчик Г. С. Моніторинг зміни температур при лазерній терапії / Г. С. Тимчик, М. Ф. Терещенко, М. Р. Печена // Вісник НТУУ «КПІ». Серія приладобудування. – 2014. – Вип. 47 (1). – С. 156 – 162.
8. Пат. України № 92433 на корисну модель, МПК(2014.01): А61Н1/00, А61Н5/00. Автоматизований комбінований фізіотерапевтичний апарат / М.Ф. Терещенко, Г.С. Тимчик, М.Р. Печена, О.С. Прендюк, Н.В. Махиня; винахідник та власник: М.Ф. Терещенко, Г.С. Тимчик, М.Р. Печена, О.С. Прендюк, Н.В. Махиня. – Заявка № u 2014 03508 від 07.04.2014; Патент опубліковано 16.06.2014.
9. Яблучанский Н.И. Вариабельность сердечного ритма в помощь практическому врачу. Для настоящих врачей / Н.И. Яблучанский, А.В. Мартыненко. – Харьков, 2010. – 131 с.
10. Мачерет Е. Л. Атлас акупунктурных зон / Е. Л. Мачерет, В. П. Лысенюк, И. З. Самосюк. – К.: Вища шк., 1986. – 255 с.
11. Программно-аппаратный ритмокардиографический комплекс Cardiomood. – Режим доступу до сайту: <http://www.cardiomood.com/>.
12. Программное обеспечение для ритмокардиографического комплекса Cardiomood. – Режим доступу до сайту: <https://play.google.com/store/apps/details?id=com.cardiomood.android.expert>.
13. Антомонов М.Ю. Математическая обработка и анализ медико-биологических данных / М.Ю. Антомонов. – К, 2006. – 558 с.
14. Михайлов В.М. Вариабельность ритма сердца. Опыт практического применения метода / В.М. Михайлов. – Иваново, 2000. – 200 с.

*Надійшла до редакції
21 травня 2015 року*

© Терещенко Н. Ф., Апыхтин К. А., Прендюк О. С., Махиня Н. В., 2015

УДК 535.2:616-71

ОСОБЛИВОСТІ АНІЗОТРОПІЇ СВІТЛОРОЗСІЯННЯ ВОЛОКНИСТИМИ БІОЛОГІЧНИМИ ТКАНИНАМИ

Безугла Н. В., Безуглий М. О., Тимчик Г. С.

*Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут»,
м. Київ, Україна*

У роботі розглянуто осьову асиметрії анізотропії світлорозсіяння на довжині хвилі 632,8 нм волокнистими біологічними структурами та її вплив на точність визначення коефіцієнтів дифузного відбиття та повного пропускання на прикладі зразків грудних м'язів курки з поперечним та повздовжнім розміщенням волокон. Результати проведених досліджень показали, що осьова анізотропія зразків з поперечним розміщенням волокон є більш симетричною в порівнянні зі зразками з повздовжнім розміщенням. Проаналізовані кількісні показники відхилення отриманих при моделюванні методом Монте-Карло оптичних коефіцієнтів від експериментально визначених у випадках врахування величини фактору анізотропії визначеної в межах однієї площини, а також усередненої по фотометричним перетинам.

***Ключові слова:** просторова фотометрія, анізотропія розсіяння, волокнисті біологічні тканини, еліпсоїдальний рефлектор.*

Вступ

Анатомічні особливості патологічно змінених біологічних тканин (БТ), а також певні новоутворення (фіброміома, фіброзна дисплазія, міосаркома тощо)

проявляються у характерній волокнистій структурі. Це обумовлює відмінності в характері розсіяння оптичного випромінювання в порівнянні з середовищами, котрим властивий певний ступінь оптичної біологічної однорідності, а відтак вісе-симетричності просторової індикатриси розсіяння. Оптичні параметри (коєфіцієнти розсіяння та поглинання та фактор анізотропії розсіяння), як складові багатьох оптичних біомедичних критеріїв оцінки стану досліджуваного середовища, що отримані у результаті моделювання поширення оптичного випромінювання в БС різноманітними інверсними чисельними методами [1], суттєво залежать від просторового розподілу розсіяного випромінювання. У роботі [2] проаналізований вплив осьової анізотропії розсіяння біологічних середовищ на точність визначення оптичних коефіцієнтів поглинання та відбиття, на основі яких вирішуються інверсні задачі оптики світлорозсіяння. З іншого боку, результати [3] показали відмінність у величинах коефіцієнтів дифузного відбиття лазерного випромінювання для нормальної слизової оболонки шлунку та аденомантозного поліпу на довжині хвилі 405 нм в чотири рази, а на 633 нм лише в межах 2%. Вищезазначене вказує на необхідності або коректного вибору параметрів зонduючого лазерного випромінювання для конкретної БТ, що суттєво збільшує номенклатуру однотипних діагностичних засобів, або розробки більш інформативних та точних методів аналізу розсіяного випромінювання. У проаналізованих літературних джерелах авторами не знайдено відомостей про характер та орієнтацію розміщення волокон досліджуваних біологічних тканин при оптичній біомедичній діагностиці, що, з огляду на результати [2], може значно спотворити результати визначення оптичних параметрів БТ.

Постановка задачі

Метою роботи є дослідження осьової анізотропії розсіяння зразків біологічних тканин з різним характером розміщення волокон та оцінка її впливу на оптичні коефіцієнти відбиття та пропускання на прикладі м'язової тканини.

Методи та засоби

Для розуміння ідеології вирішуваного завдання, розглянемо характерний вигляд волокнистої біологічної тканини. Очевидно, що спосіб отримання зрізу такої БТ в умовах експерименту *in vitro* та просторова орієнтація ріжучого інструменту дерматому або мікротому призведе до отримання різноманітних за структурою плоских зразків, як показано на рис. 1.

У роботі розглянуто два крайніх випадки отримання зрізу БТ з поперечним (рис. 1, а) та повздожнім (рис. 1, б) розташуванням волокон.

У якості зразків були взяті грудні м'язи курки, з яких аналогічно [2, 4] були підготовлені зрізи: з поперечним та повздожнім розміщенням волокон товщиною $0,76 \pm 0,02$ мм. Зразки були вимочені в фізіологічному розчині NaCl 0,9% протягом 30 хв для стандартизації ступню гідрататії до рівня порядку 85% і наближення властивостей БТ до умов експерименту *in vivo*.

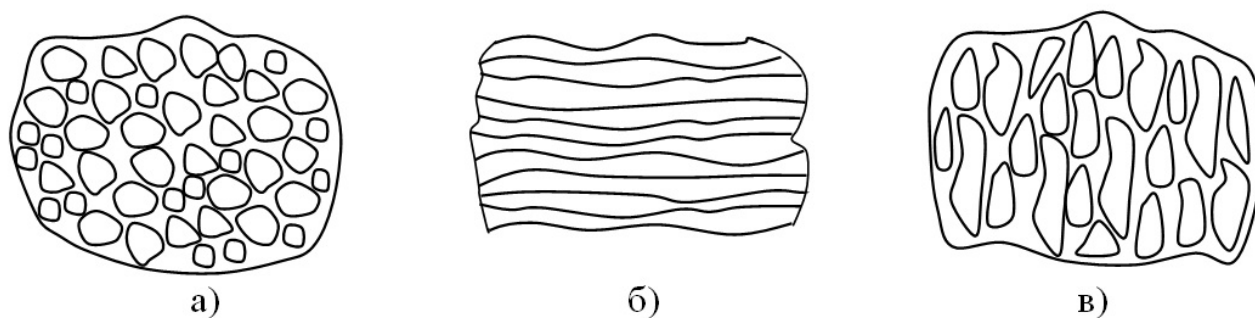


Рис. 1. Структура зрізів БТ: з поперечним (а), повздовжнім (б) та у результаті похилого зрізу (в) розміщенням волокон

У відповідності до [2, 5] для попередньої оцінки асиметрії осьової анізотропії розсіяння отриманих зразків був використаний метод еліпсоїдальних рефлекторів [6] у відбитому світлі. Потужність падаючого лазерного випромінювання гелій-неонового лазера ЛГН-208А на довжині хвилі 632,8нм складала 0,4мВт (була ослаблена з огляду на чутливість використаних фотоприймачів). Зразок був розміщений на предметному склі, френелівські втрати на якому були враховані у відповідності до [3]. Отримані за допомогою монохромної камери DMK-21Au04.AS фотометричні зображення (рис.2, а, д),

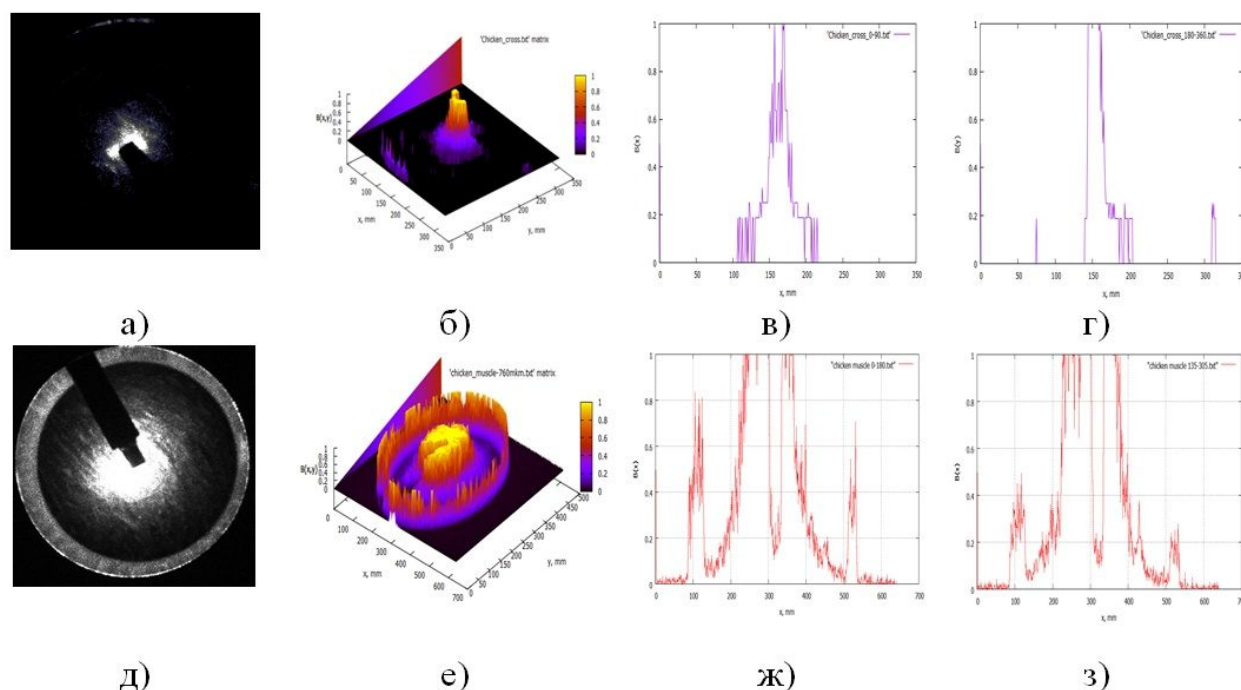


Рис. 2. Розподіл яскравості розсіяного назад світла зразком грудних м'язів курки товщиною $0,76 \pm 0,02$ мм на довжині хвилі 632,8нм: фотометричне зображення (а) та (д); просторовий розподіл яскравості (б) та (е); розподіл яскравості в перетинах $0^\circ-180^\circ$ (в) і $90^\circ-270^\circ$ (г) та в перетинах $0^\circ-180^\circ$ (ж) і $135^\circ-315^\circ$ (з) для зразків з поперечним та повздовжнім розміщенням волокон відповідно

що характеризують відносний просторовий розподіл розсіяного випромінювання (рис.2.б, е) були розділені на чотири перетини з кроком $\varphi=45^\circ$ ($0^\circ-180^\circ$; $45^\circ-225^\circ$; $90^\circ-270^\circ$; $135^\circ-315^\circ$). Сумарне відхилення яскравості від усередненого по перетинам досягає 5,2% для зразку з поперечним розміщенням волокон і 5,7% - для зразку з повздовжнім. При цьому при повздовжньому розміщенні волокон більша частка випромінювання розсіюється назад в порівнянні зі зразком тієї ж тканини з поперечним розміщенням волокон. Графіки розподілу яскравості розсіяного світла по двом з чотирьох перетинів для зразків з поперечним та повздовжнім розміщенням волокон показані на рис.2.в, 2.г та рис.2.ж, 2з відповідно. Для кращого представлення розподіли яскравості в перетинах показані для випадків з найбільшими відносними відхиленнями.

При визначенні величини фактору анізотропії однократного розсіяння за результатами вимірювання індикатриси розсіяння на товщинних зразках БТ використано вихідні положення методики [4] та принципи методу фотометричних перетинів [5]. При цьому в якості фазової функції розсіяння, фактор анізотропії g_{HG} якої визначається в даній роботі, використана функція Хені-Грінштайна [1]. У результаті модифікації [4] шляхом врахування ізотропної компоненти b , що описує рівноважну частку розсіяного назад випромінювання, а також масштабного коефіцієнту k , обумовленого геометричними та оптичними параметрами зразка БТ, функція Хені-Грінштайна набуває вигляду:

$$I(\theta) = k \cdot [b + (1-b) \frac{1 - g_{HG}^2}{(1 + g_{HG}^2 - 2g_{HG} \cos(\theta))^{3/2}}], \quad (1)$$

де інтенсивність $I(\theta)$ визначається в напрямку θ .

Здійснивши елементарні перетворення (1) можна записати у наступному вигляді:

$$(I(\theta) - k \cdot b)^{-2/3} = \frac{-2g_{HG} \cos(\theta)}{(k \cdot (1-b)(1 - g_{HG}^2))^{2/3}} + \frac{1 + g_{HG}^2}{(k \cdot (1-b)(1 - g_{HG}^2))^{2/3}} \quad (2)$$

Очевидно, що (2) є лінійним рівнянням відносно $\cos(\theta)$. Значення $(I(\theta) - k \cdot b)^{-2/3}$ визначається експериментально за допомогою вимірювальної системи [5,7,8], розробленої авторами, для різних значень кута θ . Враховуючи те, що для біологічних середовищ в видимому та ближньому ІЧ діапазоні величина фактору анізотропії однократного розсіяння $g_{HG} = \langle \cos(\theta) \rangle$ знаходиться в межах (0,7...0,99), графік лінійної функції (2) від $\cos(\theta)$ необхідно будувати в межах, що не перевищують зазначений інтервал.

Результати та обговорення

Для чотирьох обраних перетинів системою для просторової фотометрії [7] було отримано індикатриси розсіяння товщинних зразків м'язової тканини курки з поперечним та повздовжнім розташуванням волокон та побудовано

графіки експериментально-визначеної лінійної функції (2). На рис. 3 показані результати вимірювань та лінійна функція отримана апроксимацією методом найменших квадратів для найбільш характерних перетинів досліджуваних зразків.

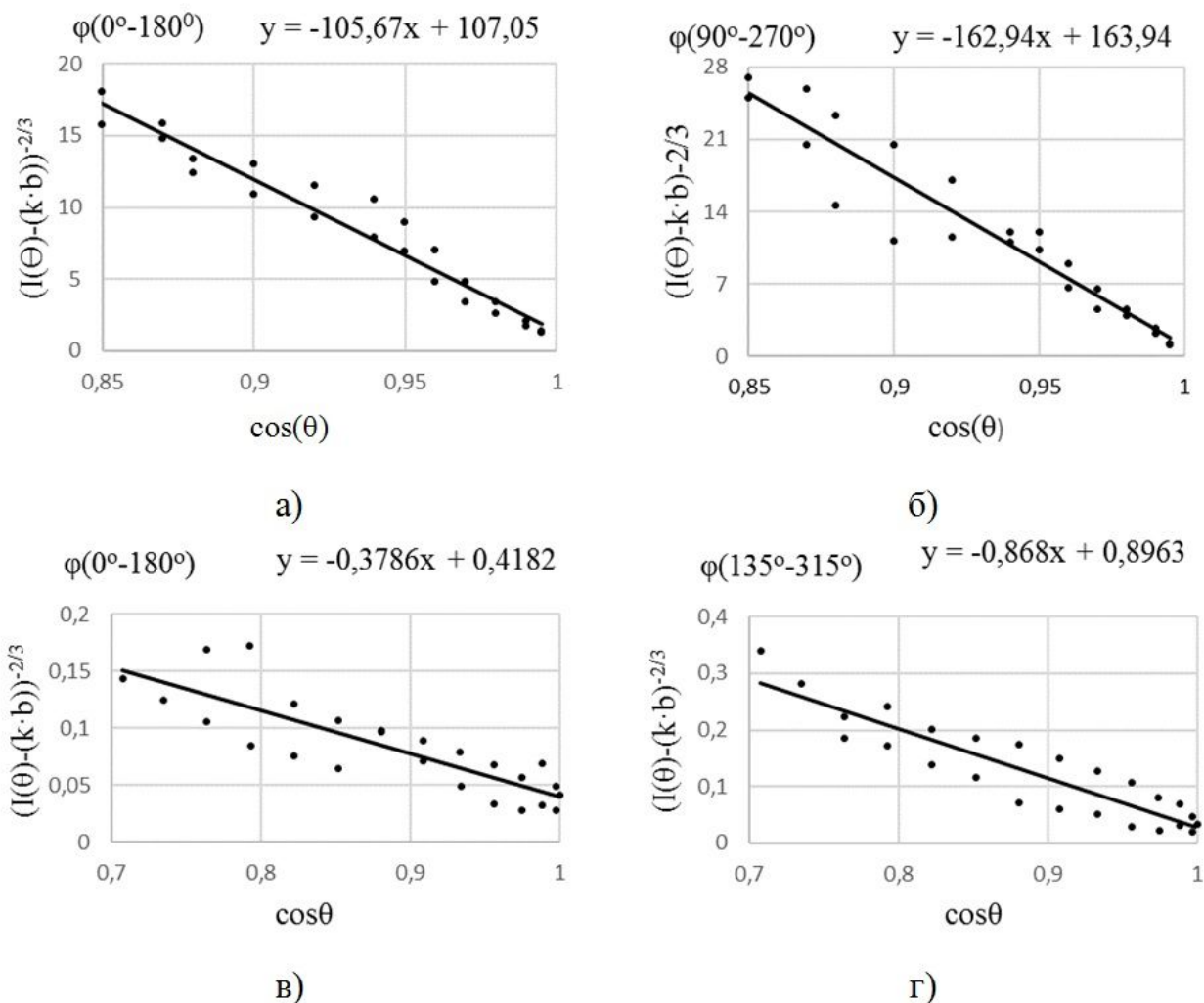


Рис. 3. Залежність інтенсивності випромінювання розсіяного вперед від кута спостереження θ в перетинах $0^\circ-180^\circ$ (а) і $90^\circ-270^\circ$ (б) та $0^\circ-180^\circ$ (в) і $135^\circ-315^\circ$ (г) для зразків з поперечним та повздовжнім розміщенням волокон відповідно

З виразу (2) та експериментальної лінійної залежності, функція якої показана на графіку для відповідного перетину на рис.3, неважко отримати величину фактору анізотропії однократного розсіяння. Отримані значення для всіх розглянутих перетинів БТ з поперечним та повздовжнім розташуванням волокон показані в таблиці 1, при цьому величини усередненого значення фактору анізотропії розсіяння складають $\langle g_{HG} \rangle = 0,8762$ та $\langle g_{HG} \rangle = 0,7363$ відповідно.

З таблиці 1 видно, що для зразку грудних м'язів курки з поперечним розміщенням волокон відхилення величини фактору анізотропії однократного

розсіяння для різних перетинів від середнього досягає 2,88%, у той же час для зразку з повздовжнім розміщенням волокон – 13,7%.

Таблиця 1. Оптичні коефіцієнти для зразків грудних м'язів курки з поперечним та повздовжнім розміщенням волокон

Товщина см	g	Rd	$Rd(exp)$	Tt	$Tt(exp)$
d=0,076 поперечне розміщення волокон	0,8951	0.3579±0,0001	0.3817	0.4027±0,0002	0.3701
	0,8509	0.4129±0,0012		0.3455±0,0003	
	0,8750	0.3872±0,0004		0.3718±0,0001	
	0,8895	0.3644±0,0074		0.3969±0,0004	
d=0,076 повздовжнє розміщення волокон	0,6354	0,5718±0,00079	0.5117	0,1865±0,00054	0.2438
	0,7700	0,4912±0,001		0,2634±0,001	
	0,7646	0,4963±0,00059		0,2586±0,00046	
	0,7751	0,4875±0,0007		0,2668±0,00058	

Вищезазначене дозволяє не тільки якісно, як це помітно на результатах біометрії тканин еліпсоїдальними рефлекторами (рис.1), а й кількісно, за допомогою просторової фотометрії, встановити більшу асиметрію осьової анізотропії розсіяння зразків з повздовжнім розміщенням волокон в порівнянні зі зразками з поперечним розміщенням волокон.

З'ясуємо вплив величини фактору анізотропії розсіяння, визначеного для зразків з поперечним та повздовжнім розміщенням волокон, на точність визначення оптичних коефіцієнтів дифузного відбиття та повного пропускання. У результаті біометрії еліпсоїдальними рефлекторами були визначені оптичні параметри зразків м'язової тканини курки: коефіцієнт розсіяння ($229,9 \text{ см}^{-1}$) та коефіцієнт поглинання ($0,9 \text{ см}^{-1}$). У результаті моделювання поширення оптичного випромінювання прямим методом Монте-Карло [2] отримано величини (табл. 1) коефіцієнтів дифузного відбиття (Rd) та повного пропускання (Tt). Усереднені значення оптичних коефіцієнтів для випадків з різними значеннями фактору g_{HG} , отриманими за чотирма перетинами, для зразків з поперечним та повздовжнім розміщенням волокон практично співпадають з величинами відповідних коефіцієнтів $Rd(exp)$ та $Tt(exp)$, визначеними експериментально. У той же час, з таблиці 1 видно, що у випадку врахування при оптичній біометрії даних щодо просторового розподілу розсіяного оптичного випромінювання лише в одному з перетинів, розходження в обчислених та вимірних величинах досягли 6,23% для коефіцієнту дифузного відбиття та 8,81% для коефіцієнту повного пропускання для зразку з поперечним розміщенням волокон, і 11,75% та 23,5% – для зразку з повздовжнім.

Зазначимо, що відхилення товщини реальних досліджуваних зразків по периметру не вплинули на розраховані методом Монте-Карло оптичні коефіцієнти, котрі для крайніх значень (0,74 та 0,78 мм) виявились того ж порядку, що і наведені у таблиці 1 для товщини 0,76мм. Це підтверджує тезу [2]

про більшу чутливість методу Монте-Карло до зміни фактору анізотропії розсіяння g_{HG} ніж до незначних варіацій товщини зразка БТ.

Висновки

Отримані результати підтверджують необхідність просторового аналізу біологічних тканин в контексті дослідження фазової функції розсіяння та визначення фактору анізотропії для зразків як з поперечним, так і повздовжнім розміщенням волокон. У той же час, характер отримання зрізів та тип розміщення волокон суттєво не впливають на точність визначення оптичних коефіцієнтів дифузного відбиття та повного пропускання методом Монте-Карло. Останнє справедливе лише у випадку врахування при моделюванні усереднених принаймні по чотирьом перетинам значень величини фактору анізотропії однократного розсіяння, визначеної на підставі зареєстрованої індикатриси розсіяння товщинним зразком біологічної тканини. Незважаючи на тенденційність отриманих результатів для світлорозсіяння здоровими волокнистими, зокрема м'язовими, тканинами залишається необхідність дослідження патологічно змінених волокнистих тканин в умовах клінічного експерименту, що є напрямком подальшої уваги авторів.

Література

1. Тучин В.В. Исследование биотканей методами светорассеяния / В.В. Тучин // Успехи физических наук. – 1997. – том 167. – С.517 – 539.
2. Безугла Н.В. Вплив осьової анізотропії розсіяння біологічних середовищ на точність визначення оптичних коефіцієнтів методом Монте-Карло / Н.В. Безугла, М.О. Безуглий, Г.С. Тимчик, К.П. Вонсевич // Наукові вісті НТУУ “КПІ”. – 2015, №1 (99). – С.85 – 91.
3. Тучин В.В. Оптическая биомедицинская диагностика В 2. / пер. с англ. под ред. В.В. Тучина. – М.: Физмалит, 2007. – 560 с.
4. Jacques S. L. Angular Dependence of He Ne Laser Light Scattering by Human Dermis / S. L. Jacques, C. A. Alter, S. A. Prahl // Lasers in the Life Sciences. – 1987, vol. 1, no. 4. – Pp. 309 – 334.
5. Безуглая Н.В. Определение фактора анизотропии рассеяния биологических тканей методом пространственных сечений / Н.В. Безуглая // 8-я Международная научно-техническая конференция «Приборостроение – 2015»: тезисы доклад. – Минск; БНТУ, 2015. – С.204 – 205.
6. Bezuglyi M.A. On the possibility of applying a mirror ellipsoid of revolution to determining optical properties of biological tissues / M.A. Bezuglyi, A.V. Yarych, D.V. Botvinovskii // Optics and Spectroscopy. – 2012, vol. 113, no. 1. – Pp. 101–107.
7. Пат. на корисну модель № 75382 МПК(51) G01N 21/00, G01N 21/01. Спосіб визначення фазової функції біологічних середовищ. Безугла Н.В., Чмир Ю.В., Кузьменко О.В., Безуглий М.О. – № u201206915; заявл. 06.06.2012; опубл. 26.11.2012, Бюл. № 22.
8. Bezuglaya N. V. Spatial Photometry of Scattered Radiation by Biological Objects / N. V. Bezuglaya, M. A. Bezuglyi // Proc. SPIE 9032-15. – 2013, V2. – Pp.Q1– Q5.

Надійшла до редакції

25 серпня 2015 року

© Безугла Н. В., Безуглий М. О., Тимчик Г. С., 2015