ФІЗИКА

УДК 681.7.01 (045)

МОДЕЛЮВАННЯ ОПТИЧНИХ ВЛАСТИВОСТЕЙ ПРИРОДНИХ БІОЛОГІЧНИХ НАНОСИСТЕМ ОКА

А. О. Запорожець*, ***І. В. Плюто******, д-р фіз.-мат. наук, проф.,
О. Г. Замурняк*, ***Ю. Р. Павленко*******, ***Н. П. Тяжка******, канд. мед. наук

*Національний авіаційний університет
**Інститут металофізики ім. Г. В. Курдюмова НАН України
***Національний медичний університет ім. О. О. Богомольця
lektron2007@gmail.com

Розглянуто метод реєстрації зображення очного дна в режимі реального часу з використанням світла різного спектрального складу, який ґрунтується на концепції непрямого просвічування (трансілюмінації) очного дна крізь склеру, біотканини і середовища, що прилягають до склери з використанням електромагнітного випромінювання, що потрапляє в область перекриття вікна прозорості біотканин (0,6 – 1,5 мкм) та зони прозорості оптичних середовищ ока (0,4 – 1,1 мкм). У рамках запропонованої моделі щільної упаковки наведено результати моделювання пропускних здатностей склери, супрахоріоідеї та капсули кришталика в ультрафіолетовому, видимому та інфрачервоному діапазоні довжин хвиль.

Ключові слова: склера, моделювання, пропускна здатність, кришталик, офтальмологія, IPIC.

The article considers the method of registration fundus images in real time using light of different spectral composition, based on the concept of indirect ray (transillumination) retina through the sclera, biotissue and environment that adjacent to the sclera using electromagnetic radiation that falls into the area of overlapping windows transparent tissues (0,6 – 1,5 microns) and a zone of transparent optical media of the eye (0,4 – 1,1 microns). Under the proposed model of dense packing show the results of modeling capacity sclera, lens capsule and suprachorioidea in the ultraviolet, visible and infrared wavelengths.

Keywords: sclera, modeling, capasity, lens, ophthalmology, IRIS.

Вступ

Останніми роками інтенсивно розвиваються ангіографічні дослідження із застосуванням нового покоління приладів з системами цифрової обробки зображень, що випускаються провідними фірмами: «MeditecAG» (Zeiss), «Canon», «Opton», «Topcon» та ін. Особливу актуальність і перспективність мають технологічні розробки, що дають можливість проводити дослідження ока з цифровою реєстрацією зображення в режимі реального часу.

На сьогодні день в офтальмологічній діагностиці одним з найбільш інформативних методів є флюоресцентна ангіографія (ФАГ) та індоціанінова ангіографія (ІА) з використанням як барвника індоціаніна зеленого, який поглинає та люмінесцує в інфрачервоному (ІЧ) діапазоні довжин хвиль електромагнітного випромінювання. На відміну від видимого світла, випромінювання ближнього ІЧ діапазону добре проходить крізь усі шари сітчатки, слабо поглинається пігментним епітелієм. Основними недоліками методів ФАГ та ІА є:

- інвазивність (необхідність внутрішньовенного введення контрастної речовини);
- можливість алергічних реакцій на контрастну речовину;
- обмеження проведення досліджень при деяких захворюваннях внутрішніх органів (патологія нирок, печінки, серцево-судинної системи);
- необхідність проведення досліджень в умовах максимального медикаментозного мідріазу;
- утруднення проведення досліджень у пацієнтів з глаукомою, артифакією задніми синехіями;
- реакція на фотоспалах при підвищеній світлочутливості.

Особливістю розроблюваного методу є можливість візуалізації судин хоріоідеї та патологічних змін, що локалізуються під пігментним епітелієм сітчастої оболонки без додаткового вве-

© А. О. Запорожець, І. В. Плюто, О. Г. Замурняк, Ю. Р. Павленко, Н. П. Тяжка, 2012

дення будь-якої контрастної речовини (у т. ч. і без застосування медикаментозного мідріазу), а також отримання різноманітного зображення структур очного дна при зміні довжини хвилі джерела випромінювання.

Застосування електромагнітного випромінювання ближнього ІЧ діапазону у вікні оптичної прозорості біотканин, в якому коефіцієнти поглинання біонаносистем більш ніж на порядок менші відповідних коефіцієнтів розсіювання, відсутність безпосереднього контакту джерела випромінювання зі склерою, можливість обстеження без розширення зіниці з широким полем огляду, повна відсутність рефлексів від рогівки, відсутність засліплення ока від яскравого світла видимого діапазону, закономірна зміна зображень структур очного дна при зміні спектрального діапазону, можливість отримання зображення райдужної оболонки в прохідному світлі, а також особливості отриманої інформації дозволяють виділити розглянутий у даній роботі метод трасклерального просвічування як самостійний метод діагностики.

Постановка завдання

Описаний вище метод трасклерального просвічування ґрунтується на спектральних та оптичних характеристиках біотканин і оптичних середовищ ока. У праці [1] було наведено теоретичні розрахунки спектрів пропускання рогівки в ближній ІЧ області (0,6 – 1,1 мкм) з урахуванням інтерференційних ефектів, зумовлених ближнім порядком розсіювальних частинок у рамках моделі Харта–Фаррела [ХФ]. У цій моделі рогівка розглядається у вигляді монодисперсної системи довгих не поглинаючих діелектричних циліндрів (волокон) [2].

Відсутність точних клінічних даних про характер та структуру будови біологічних оболонок ока унеможливила застосування традиційної моделі ХФ до моделювання інших колагеновмісних біонаносистем.

У зв'язку з цим, метою дослідження став розрахунок пропускних здатностей біологічних наносистем ока людини — супрахоріодієї та капсули кришталика.

Експериментальна частина

Методика транссклерального просвічування (освітлення) і отримання зображення очного дна в червоному та ближньому ІЧ діапазоні електромагнітного випромінювання (ЕМВ) схематично подано на рис. 1 [3].

Випромінювання ІЧ джерела (трансілюмінатора) спрямовується на край нижньої чи верхньої повіки з темпорального боку та дифузно освітлює очне дно крізь тканини й середовища, що прилягають до склери.

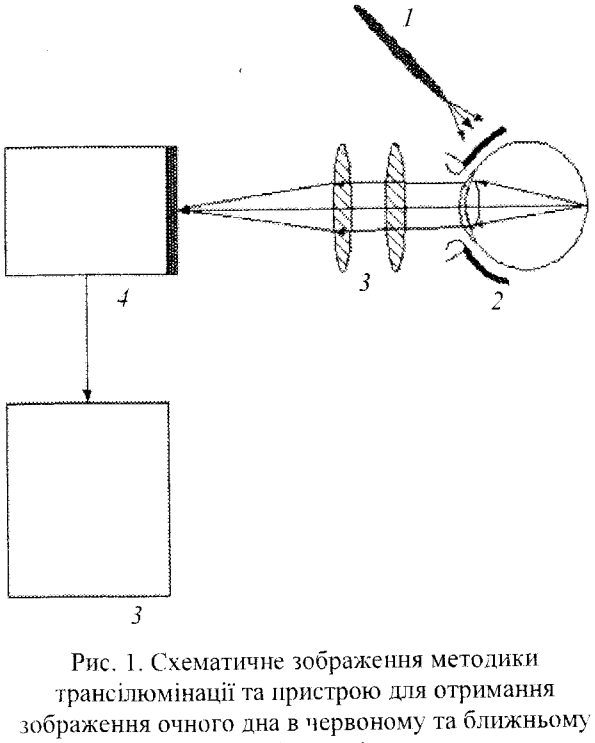

Рис. 1. Схематичне зображення методики трансілюмінації та пристрою для отримання зображення очного дна в червоному та ближньому інфрачервоному діапазоні довжин хвиль:
1 — трансілюмінатор; *2* — повіка; *3* — оптична система; *4* — ІЧ-приймач; *5* — комп'ютер [1]

Зауважимо, що рівномірне та дифузне освітлення тканин ока виникає як за рахунок ефектів багаторазового розсіяння та відбиття внутрішніми біотканинами (ретробульбарної клітковини, склери та ін.) з боку заднього полюса ока, так і частково за рахунок ЕМВ, що пройшло крізь склеру та склоподібне тіло та потрапило на очне дно під різними кутами (переднє бокове освітлення).

Ефекти багаторазового розсіювання є причиною поширення значної частини випромінювання в зворотному напрямі.

Головними розсіювальними центрами для багатьох біотканин є клітинні органели, такі як мітохондрії [4].

Інтенсивності відбитого біотканинами випромінювання (за рахунок зворотного розсіювання) на межі розділу середовищ (зокрема, біотканина–повітря) можуть суттєво перевищувати інтенсивності френелівського відбиття та досягати 35–70 % від інтенсивності падаючого випромінювання [4].

Отже, відбите та розсіяне світло оболонок очного дна, що пройшло крізь оптичні середовища ока (склоподібне тіло, кришталик, передню камеру, рогівку), оптичну систему реєстрації, записується в цифровому вигляді й відображається на моніторі в режимі реального часу. Використання ЕМВ ближнього ІЧ діапазону у вікні оптичної прозорості біотканин (0,6 – 1,1 мкм) дозволяє

використовувати трансскліральне просвічування тканин ока або без безпосереднього контакту освітлювача зі шкірою, або при легкому дотику до шкіри в області країв нижньої чи верхньої повіки.

Така методика дозволяє легко усунути недолік, притаманний контактним методам офтальмоскопії (діафаноскопії), які припускають безпосередній контакт джерела випромінювання зі склерою.

Саме незручність та травматичність є одними з основних причин незатребуваності традиційних контактних методик офтальмоскопії.

Результати та їх обговорення

Уперше під час моделювання оптичних властивостей біологічних наносистем ока було запропоновано модель щільної упаковки (МЩУ) колагенових нановолокон.

Головна відмінність цієї моделі від моделі ХФ полягає в тому, що в рамках запропонованої моделі колагенові нановолокна щільно прилягають одне до одного, цим самим впливаючи на збільшення густини біологічних тканин.

Головна перевага цієї моделі в тому, що натепер не існує точних клінічних даних про характер будови колагеновмісних біонаносистем і розглянута модель дозволяє на якісному рівні проаналізувати оптичне пропускання різних колагеновмісних середовищ ока у видимому та ближньому ІЧ діапазоні довжин хвиль.

Запропонована формула для розрахунку густини колагенових волокон у МЩУ вказує на те, що ці нановолокна в біологічних оболонках розміщуються таким чином, щоб не утворювати перекриттів та щілин.

Використовуючи запропоновану модель, одержано нові спектри пропускання електромагнітного випромінювання склери (рис. 2).

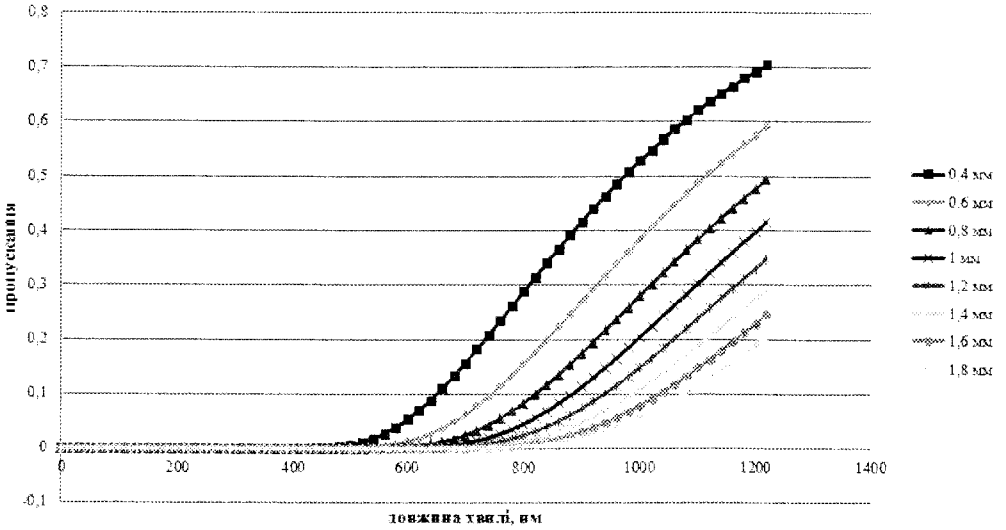

Рис. 2. Розрахунок спектрів пропускання світла склерою ока в області 200–1200 нм для різних значень товщини склери (МЩУ)

Під час моделювання такої системи на прикладі склери (рис. 2) використовувалися такі параметри: радіус колагенових волокон $a = 13$ нм, густина волокон $\rho = 14 \cdot 10^{14}$ м$^{-2}$, показник заломлення для волокнини $n_1 = 1{,}47$, показник заломлення для базової речовини $n_0 = 1{,}345$.

Моделювання здійснювалося для різних значень товщини склери: 1 – 0,4 мм; 2 – 0,6 мм; 3 – 0,8 мм; 4 – 1,0 мм; 5 – 1,2 мм; 6 – 1,4 мм; 7 – 1,6 мм; 8 – 1,8 мм.

У результаті розгляду такого підходу виявлено більш точний збіг отриманих даних з експериментальними, що підтверджує необхідність застосування цієї моделі.

У ході проведених досліджень установлено, що за допомогою методу трансскліарального просвічування можливе виявлення ранніх змін у шарі пігментного епітелію сітківки та мембрани Бруха, які не визначаються іншими методами.

Також метод може бути застосований у ранній та комплексній діагностиці пігментних пухлин, які приховані під серозним відшаруванням сітківки без контрастування судин, та використовуватися для комплексної діагностики діабетичної ретинопатії, оскільки дає можливість виявити діабетичні прояви і провести динамічні спостереження патологічних змін на очному дні в процесі лікування без додаткового введення будь-якої контрастної речовини (у т.ч. і без застосування медикаментозного мідріазу).

За отриманими даними можна застосувати розроблену МЩУ для моделювання пропускних здатностей надсудинної оболонки (супрахоріоідея, рис. 3) та кришталика (його капсули, рис. 4).

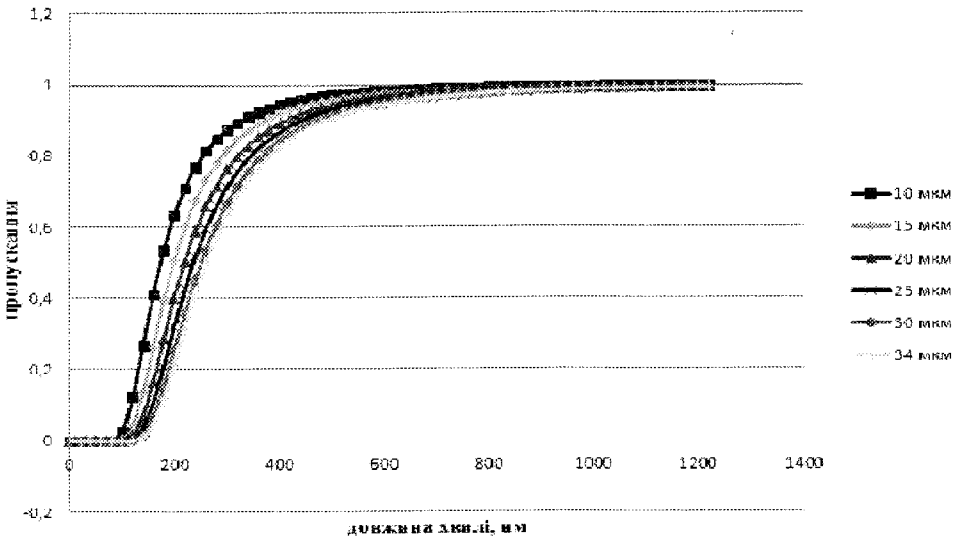

Рис. 3. Розрахунок спектрів пропускання світла супрахоріоідеєю ока в області 100–1200 нм (МЩУ)

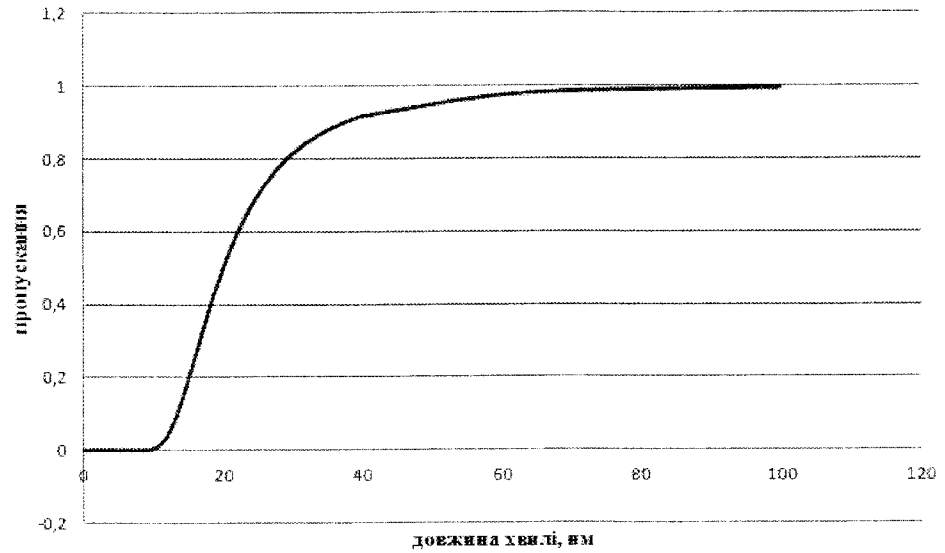

Рис. 4. Спектр пропускання світла капсулою кришталика, розрахований в області 10-120 нм (МЩУ)

Параметри, що використовувалися при моделюванні супрахоріоідеї такі: середня густина волокон $\rho = 10^{16}\,м^{-2}$, радіус колагенових волокон $a = 5{,}5$ нм, показник заломлення колагенових волокон $n_1 = 1{,}39$, показник заломлення базової речовини $n_0 = 1{,}345$, товщина пластинки $\Delta = 10$; 15; 20; 25; 30; 34 мкм [5].

Як видно з графіку (рис. 3), супрахоріоідея добре проводить світло видимого та ІЧ діапазону і майже непрозора для УФ діапазону.

Параметри, що використовувалися при моделюванні капсули кришталика такі: середня густина волокон $\rho = 1{,}6 \cdot 10^{17}\,м^{-2}$, радіус колагенових волокон $a = 1{,}25$ нм, показник заломлення колагенових волокон $n_1 = 1{,}39$, показник заломлення базової речовини $n_0 = 1{,}33$, товщина капсули кришталика $\Delta = 1{,}6$ мкм [5].

Отриманий графік промодельованого пропускання електромагнітного випромінювання капсулою кришталика (рис. 4) показав, що дана природна оболонка запобігає потраплянню певної частини світлової енергії (короткохвильової УФ енергії) на сітківку ока.

Висновки

Розроблено модель та формалізм для моделювання оптичних властивостей біологічних наносистем ока. Запропоновано модель щільної упаковки колагенових нановолокон.

Розглянута модель дозволяє на якісному рівні проаналізувати оптичне пропускання різних колагеновмісних середовищ ока, а саме — у видимому та ближньому інфрачервоному діапазоні довжин хвиль.

У рамках моделі щільної упаковки проведено моделювання спектрів пропускання склери, супрахоріоідеї та капсули кришталика в області довжин хвиль 200–1200 нм без урахування інтерференційних ефектів, що зумовлені ближнім порядком розсіювальних центрів.

Показано, що всі вище розглянуті оптичні середовища ока добре пропускають випромінювання видимого та ближнього інфрачервоного діапазону та запобігають попаданню на сітківку ультрафіолетового випромінювання.

Виняток становить капсула кришталика, яка все-таки пропускає частину УФ енергії.

ЛІТЕРАТУРА

1. *Плюто И.В.* Прибор для офтальмоскопии в инфракрасном свете / И. В. Плюто. — К. : ИМФ НАН Украины, 1997. – 5 с. — (Препринт / НАН Украины, Институт металлофизики им. Г. В. Курдюмова; ИМФ 1997).

2. *Hart W.* Light Scattering in the Cornea / W. Hart, R. A. Farrell // Journal of the optical society of America. — 1969. — Vol. 59. — № 6. — P. 766–774.

3. *Plyuto I. V.* New Instrument for Real Time Infrared Light Ophthalmoscopy / I. V. Plyuto, A. P. Shak, V. B. Sobolev. — K. : Institute of Metal Physics of the NAS of Ukraine, 2005. — 9 p.

4. *Тучин В. В.* Исследование биотканей методами светорассеяния / В .В. Тучин // Успехи физических наук. — 1997. — Т. 167, № 5. — С. 517–539.

5. *Вітт В. В.* Будова зорової системи людини. Навчальний посібник / В. В. Вітт. — Одеса : Астропринт, 2003. — 664 с.

Стаття надійшла до редакції 29.02.2012