

УДК 681/7/01 (045)

УДОСКОНАЛЕННЯ ТЕХНОЛОГІЇ ТРАНССКЛЕРАЛЬНОГО ПРОСВІЧУВАННЯ ДЛЯ АНАЛІЗУ ЗОБРАЖЕННЯ ОЧНОГО ДНА

І. В. Плюто, д-р фіз.-мат. наук, проф., *А. П. Шпак*, д-р фіз.-мат. наук, проф.,
А. О. Запорожець, д-р фіз.-мат. наук, проф., *О. Г. Замурняк*, *Н. П. Тяжка*,
Г. М. Панасенко, канд. мед. наук, доц., *Я. Ю. Тіницька*

Інститут металофізики ім. Г. В. Курдюмова НАН України

artur-zaporozhec@rambler.ru

Наведено опис технології дослідження переднього і заднього відділів ока у відбитому випромінюванні видимого та інфрачервоного діапазону (не поляризованому та поляризованому) з використанням як традиційних методів освітлення очного дна, так і інноваційної технології транссклерального просвічування.

Ключові слова: трансліюмінація, транссклеральна офтальмоскопія, спектральний аналіз, медичне обладнання.

The technology has been developed which makes it possible to conduct medical inspection of the front part of an eye and to do examination of the fundus of eye in visible and infrared radiation (non-polarized or polarized) using traditional and innovative transcleral methods of illumination.

Keywords: transillumination, transcleral ophthalmoscopy, spectral analysis, medical equipment.

Вступ

Нині в офтальмоскопічній практиці використовується широкий спектр стаціонарних та ручних приладів, що дають змогу проводити дослідження (фотографування) очного дна в білому світлі або світлі різного спектрального складу видимого діапазону. Для дослідження з використанням методу флюоресцентної ангіографії застосовуються різні моделі фундус-камер. Останнім часом активно розвиваються ангіографічні дослідження і системи цифрової обробки зображення з використанням нового покоління приладів, що випускаються різними фірмами: «Topcon», Meditec AG «Zeiss», «Nidec», «Canon» та ін. У праці [1] описано прилад, в якому офтальмоскопічні дослідження проводяться у відбитому інфрачервоному випромінюванні (не поляризованому та поляризованому), а візуалізація зображення здійснюється з використанням електронно-оптичного перетворювача (ЕОП). У серії експериментальних приладів ІРІС (ІМФ НАНУ) офтальмоскопічні дослідження можна проводити у відбитому випромінюванні видимого та інфрачервоного діапазону аж до 1200 нм (не поляризованому або поляризованому) з використанням традиційних методів освітлення очного дна та використанням набору оригінальних приладів,

Офтальмоскопи являють собою модифіковані прилади, що були описані раніше в праці [1], які дають змогу проводити відеоспостереження та запис на комп'ютері процесу огляду ока в режимі реального часу [2–4]. Пристрій та принцип дії однієї з модифікацій системи ІРІС з використанням традиційних методів освітлення очного дна (крізь зіницю) показано на рис. 1.

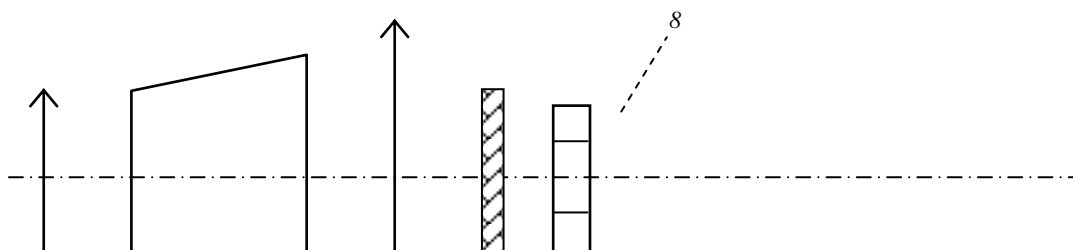
Оптична схема приладу складається з джерела світла 1 (лампа МНГ 3,5/2,5 у центруючому патроні або LED-випромінювачі різного спектрального діапазону), блока пристроїв 2, що проєктуються на очне дно, двохлінзового конденсатора 3, світлофільтра 11, об'єктива 4, відбивної призми 5, кореляційних лінз 6 з рефракцією $-1, -2, -3, -4, -5, -6, -8, -12, -20, -25, 0, +1, +2, +3, +5, +8, +15, +20$, об'єктива 12, CCD-матриці або електронно-оптичного перетворювача 13 та окуляра 14, що має діоптрійну установку на різкість в діапазоні ± 4 .

У блоці пристроїв 2, що проєктуються на очне дно, розміщені діафрагми діаметром 3,2 мм з сіткою (ціна поділки сітки 0,25 мм, у центрі сітки розміщена зірочка розміром 0,3 мм), дві діафрагми діаметром 2,5 та 0,5 мм та щілина шириною 0,1 мм. Для проведення поляризаційної офтальмо-

© І.В. Плюто, А.П. Шпак, А.О. Запорожець, О.Г. Замурняк, Н.П. Тяжка, Г.М. Панасенко, Я.Ю. Тіницька, 2010

що реалізують метод непрямого освітлення очного дна через склеру та шкіру, що прилегло до склери.

Експериментальна частина



тальмо-

скопії

додат-

ково використовуються поляризаційні фільтри 15.

Рис. 1. Оптична схема приладу:

- 1 — лампа або LED-випромінювач; 2 — блок приладів, що проектує на очне дно; 3 — двохлінзовий конденсор;
 4 — об'єктив; 5 — призма; 6 — корекційні лінзи; 7 — діафрагма 3,2 мм з сіткою; 8 — діафрагма 2,5 мм;
 9 — діафрагма 0,5 мм; 10 — щілина; 11 — світлофільтр; 12 — об'єктив; 13 — електронно-оптичний
 перетворювач та ПЗС-матриця; 14 — окуляр; 15 — поляризаційні фільтри

Метод прямого освітлення очного дна (крізь зіницю) реалізується таким чином. Конденсор, об'єктив та призма формують зображення нитки лампи, що світиться, або кристалу *LED*-випромінювача. Призма відбиває світловий потік у напрямі перпендикулярному до оптичної осі, так, що випромінювання потрапляє до ока і освітлює очне дно крізь оптичну систему досліджуваного ока. Зображення блока приладів 2 (діафрагм, сітки та щілини) формується на нескінченності та проектується на очне дно оптичної системи досліджуваного ока. Зображення очного дна проектується у відбитому світлі оптичної системи ока та об'єктивом 12 на фотокатод електронно-оптичного перетворювача і *CCD*-матрицю, відтворюється на екрані монітора та/або розглядається через окуляр ЕОП.

Метод непрямого освітлення очного дна через склеру та шкіряні покриви, що прилягають до склери, реалізований з використанням набору оригінальних приладів: кільцевого та циліндричних освітлювачів, що працюють у діапазоні аж до 1200 нм.

Результати та їх обговорення

Розглянутий метод ґрунтується на спектральних та оптичних характеристиках біотканин та оптичних середовищ. У праці [2] було проведено теоретичні розрахунки спектрів пропускання роگیвки в ближній інфрачервоній області (0,6—1,1 мкм) з урахуванням інтерференційних ефектів, що обумовлені ближнім порядком розсіюючих частинок у рамках моделі Харта-Фаррела. У цій моделі роگیвка розглядається у вигляді монодисперсної системи упорядкованих та

орієнтованих уздовж поверхні роگیвки довгих не поглинаючих діелектричних циліндрів (фібрил).

Розрахований спектр пропускання роگیвки без урахування френелівського відбиття на границі поділу роگیвка-повітря показано на рис. 2.

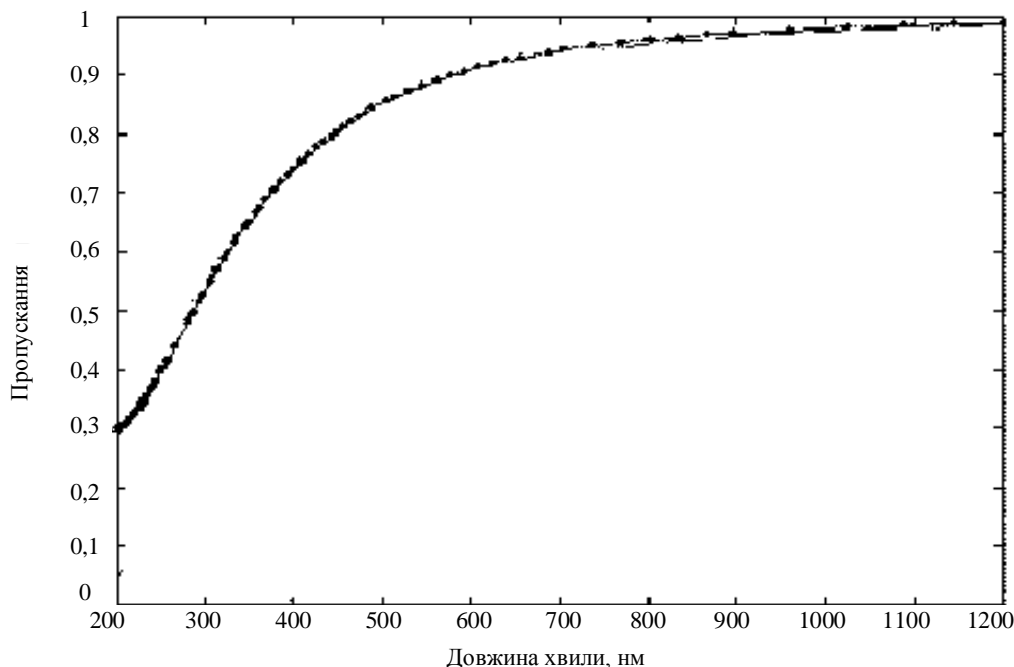


Рис. 2. Теоретично розрахований спектр пропускання світла роگیвкою ока в області 200–1200 нм [2]

Потрібно відмітити існування впливу структури роگیвки, яка по суті є наноструктурним об'єктом, на пропускання в ультрафіолетовій області довжин хвиль електромагнітного випромінювання. Для цієї області характерне існування оптичного помутніння роگیвки, тобто збільшення її розсіюючих властивостей. Має місце гарний збіг теоретичних даних з відомими експериментальними даними в області 300–700 нм. У зацікавленій нами області ближнього інфрачервоного діапазону довжин хвиль електромагнітного випромінювання роگیвка практично повністю прозора. Проведене оцінювання впливу френелівського відбиття (для нормального поширення світла відносно поверхні роگیвки) на границі поділу роگیвка-повітря показує, що пропускання змінюється незначно, зменшення становить менше 4 %.

У склері діаметри волокон змінюються в широких межах (від 20 до 300 нм). Наразі відсутні надійні дані про вигляд функції розподілу діаметрів волокон склери, тому моделювання оптичних властивостей склери не є таким строгим, як у випадку роگیвки. Склера складається з тих же структурних елементів, що і роگیвка, тобто з колагенових волокон та базової речовини. Головна

Для розрахунку спектра пропускання роگیвки були використані такі дані: діаметр колагенових волокон $2a = 26$ нм, густина волокон дорівнює $3,0 \cdot 10^{14} \text{ м}^{-2}$, товщина роگیвки дорівнює $4,6 \cdot 10^{-4} \text{ м}$, показник заломлення фібрил $n_1 = 1,47$, показник заломлення базової речовини $n_0 = 1,345$.

відмінність склери від роگیвки полягає в тому, що колагенові волокна в склері розподілені нерівномірно. Нами було проведено моделювання оптичних властивостей склери без урахування інтерференційних ефектів, що обумовлені ближнім порядком розсіюючих частинок. Таке наближення відповідає хаотичному розміщенню колагенових волокон, коли функція розсіюючих центрів ($g(r)$ — відношення локальної густини до середньої густини розсіюючих центрів) дорівнює одиниці. Теоретичні розрахунки проводилися в рамках формалізму Харта–Фаррела для рівномірного розподілу (монодисперсна система неупорядкованих, не поглинаючих діелектричних циліндрів).

У цілому потрібно підкреслити, що абсолютні значення коефіцієнтів пропускання сильно залежать від вибору параметрів моделі (вигляду функції розподілу, коефіцієнта заломлення базової речовини та інших параметрів) [3]. Тому, принциповим було встановлення якісних змін оптичних властивостей склери залежно від товщини та моделювання ефекту просвітлення склери при заміщенні базової речовини просвітлюючою речовиною (наприклад, верографіном). Отримані результати подано на рис. 3–4.

Дія верографіну заснована на тій властивості склери, що її коефіцієнт пропускання сильно залежить від відношення коефіцієнтів заломлення базової речовини та речовини колагенових воло-

кон. Збільшення коефіцієнта заломлення базової речовини під впливом просвітлювача призводить до зростання коефіцієнта пропускання склери (оптичного просвітлення склери).

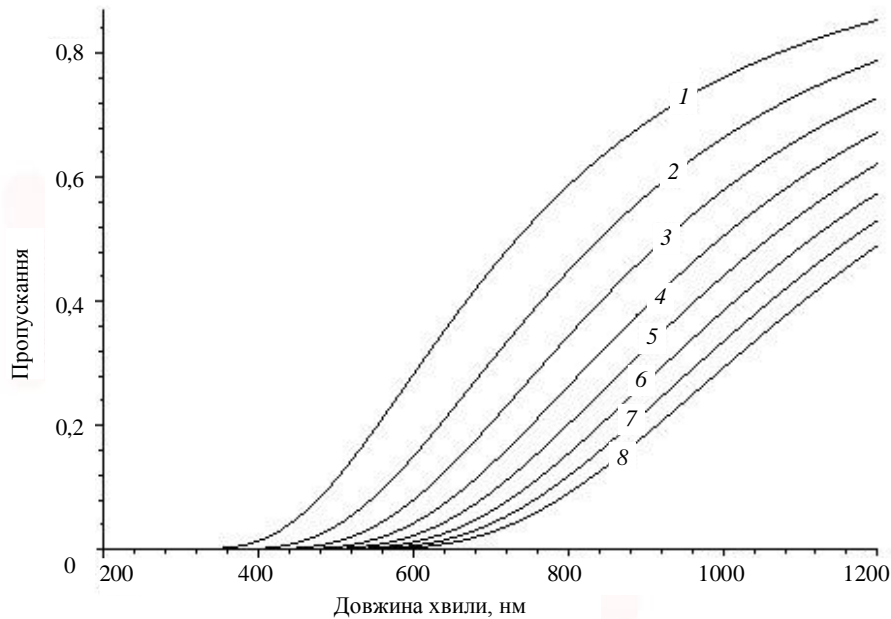


Рис. 3. Спектр пропускання світла склерою в області 200–1200 нм (середня густина волокон дорівнює $6,0 \cdot 10^{14} \text{ м}^{-2}$, показник заломлення волокон $n_1 = 1,47$, показник заломлення базової речовини $n_0 = 1,345$, діаметр колагенових волокон $2a = 26 \text{ нм}$) для різної товщини склери: 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

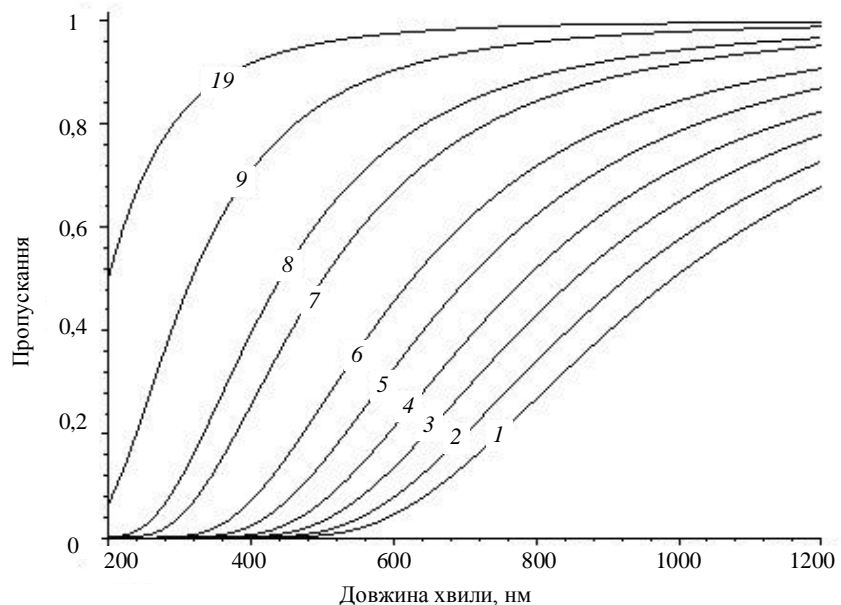


Рис. 4. Спектри пропускання світла склерою в області 200–1200 нм (середня густина волокон дорівнює $6,0 \cdot 10^{14} \text{ м}^{-2}$, показник заломлення волокон $n_1 = 1,47$, показник заломлення базової речовини $n_0 = 1,345$, діаметр колагенових волокон $2a = 26 \text{ нм}$). Розрахунок проведений у діапазоні концентрацій 10–100 % з кроком 10 %, при товщині склери 1,2 мм: 1 — 10 %; 2 — 20 %; 3 — 30 %; 4 — 40 %; 5 — 50 %; 6 — 60 %; 7 — 70 %; 8 — 80 %; 9 — 90 %; 10 — 100 %

Таким чином, коефіцієнти пропускання склери в ІЧ-області значно більші ніж у видимому діапазоні і можуть перевищувати 10 %, що цілком достатньо для проведення транслюмінації

та отримання зображення очного дна при освітленні крізь зіницю. Метод дає змогу розширити поле огляду очного дна.

Особливістю офтальмоскопії в інфрачервоному випромінюванні є те, що не виникає звуження зіниці та засліплення ока від яскравого світла видимого діапазону.

Крім того, зображення, отримане в інфрачервоному та видимому світлі, можуть відрізнятися один від одного (крізь різний спектральний склад) та давати додаткову інформацію при офтальмоскопічній діагностиці.

Поєднання методів прямого освітлення очного дна та непрямого освітлення очного дна через склеру та шкірні покриви, що прилягають до склери, сприяють розширенню можливості офтальмоскопічної діагностики.

У статті наведено технологію реєстрації зображення очного дна в режимі реального часу,

яка базується на концепції непрямого просвічування (трансілюмінації) очного дна крізь склеру, біотканини та 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). Дана технологія дозволяє виявити ранні зміни в шарі пігментного епітелію сітківки та мембрани Бруха, які не визначаються за допомогою інших методів [2–4]. Метод може бути використаний у ранній комплексній діагностиці пігментних пухлин та аномалій пігментації ока, дозволяє візуалізувати пухлини, приховані під відшаруванням сітківки без контрастування судин (рис. 5—6).

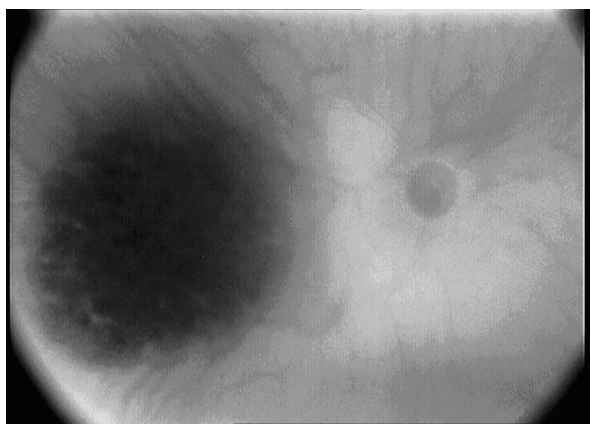


Рис. 5. Зображення очного дна (хороїдальна меланома) при трансілюмінації 940 нм (система IRIS, IMP NASU)

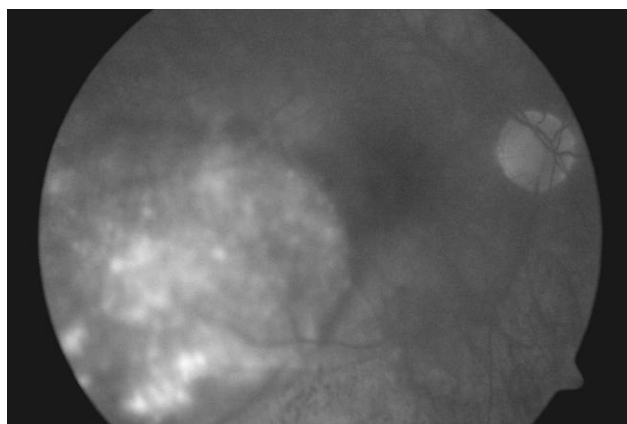


Рис. 6. Зображення очного дна (хороїдальна меланома) флюорисцентна ангиограма (система FF-450, Zeiss)

Висновки

Слід зауважити, що метод діагностики конкретно внутрішніх оболонок ока простий, неінвазивний, може проводитися у пацієнтів з вузькою зіницею, легко переноситься пацієнтами, оскільки відсутнє засліплення ока від яскравого світла видимого діапазону.

Проводиться подальше вивчення діагностичних можливостей методу, впровадження його в клінічну практику.

ЛІТЕРАТУРА

1. *Плюто И. В.* Прибор для офтальмоскопии в инфракрасном свете / И. В. Плюто. — Препринт ИМФ НАН Украины. — К., 1997. — № 9. — 5 с.

2. *Плюто И. В.* Инфракрасная трансклеральная офтальмоскопия: физические и технологические аспекты метода / И. В. Плюто, А. П. Шпак. — К. : ИМФ НАНУ, 2005. — 44 с.

3. *Плюто И. В.* Атлас по спектральной диагностике внутренних оболочек глаза с использованием технологии трансиллюминации / И. В. Плюто. — К. : ВВП, 2008. — 57 с.

4. *Новые возможности цифровой фото- и видеосъемки глазного дна в инфракрасном спектре* / Н. В. Пасечникова, В. А. Науменко, А. Р. Король, О. С. Задорожный [и др.] // XI Съезд офтальмологов Украины 16—19 мая 2006, Одесса, Украина. Офтальмол. журнал. — 2006. — №3(II) — С. 85—90.

Стаття надійшла до редакції 02.03.2011.