

Плюто І.В. *,
Комісаренко Ю.І. **,
Антоненко О.В. **

АНАЛІЗ ЕНЕРГЕТИЧНИХ АСПЕКТІВ БЕЗПЕЧНОГО ВИКОРИСТАННЯ ВИПРОМІНЮВАЧІВ В ФУНДУС-СИСТЕМАХ ОГЛЯДУ ОКА ФС 11 ТА IPIC

*Інститут металофізики ім. Г.В. Курдюмова НАН України
**Національний медичний університет імені О.О. Богомольця

Резюме: Наведено опис методу за допомогою якого можна проводити дослідження переднього та 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 трансклерального просвічування. Для проведення безпечної діагностики та офтальмоскопічних досліджень в клінічній практиці проведено аналіз даних, що базується на дослідженнях Міжнародної комісії по захисту від неіонізуючого випромінювання (ICNIRP).

Ключові слова: діагностика, медичне обладнання, оцінка небезпеки.

Вступ

В офтальмоскопічній практиці на сьогоднішній день використовуються ручні та стаціонарні прилади, що дозволяють проводити дослідження (фотографування) очного дна в білому свіtlі та свіtlі різного спектрального складу видимого та близького інфрачервоного (ІЧ) діапазонів. Різні моделі фундус - камер використовуються для дослідження очного дна за допомогою методів флюorescentної антографії (ФАГ) та індоцианінової антографії (ІА). В останній час активного розвитку набувають відеоантографічні дослідження з застосуванням систем цифрової обробки зображень та нового покоління пристрій, що випускаються фірмами-лідерами медичної галузі («Topcon», «Nidec», «Meditec AG «Zeiss», «Canon» та ін.). В роботі [1] запропоновано прилад, в якому офтальмоскопічні дослідження проводяться у відбитому інфрачервоному випромінювання (не поляризованому та поляризованому), а візуалізація зображень здійснюється завдяки застосуванню електронно-оптичного перетворювача (ЕОП). За допомогою експериментальних приладів «IPIC» та фундус-системи огляду ока ФС 11 (Україна) дослідження можна проводити у відбитому випромінюванні видимого та ІЧ діапазонів аж до 1200 нм (не поляризованому та поляризованому) з використанням як традиційних методів освітлення очного дна, так і набору оригінальних пристрій, що реалізовують метод непрямого освітлення очного дна через склеру та шкіряні покриви, які прилягають до склери.

Методи та прилади

Прилади представляють собою модифіковані прилади, описані раніше в роботі [1], які дозволя-

ють проводити відеоспостереження та запису на комп'ютер процес огляду ока в режимі реального часу [2-6]. Принцип дії однієї з модифікацій систем «IPIC» з використанням традиційних методів освітлення очного дна (через зіницу) представлена на рис. 1. Оптична схема систем складається з джерела світла 1 (лампа МН-3,5/2,5 в центральному патроні чи LED-випромінювача різного спектрального діапазону), блоку приладів 2, що проекують на очне дно двохлізового конденсора 3; світлофільтра об'єктива 4; відбивної призми 5; корекційної лінз 6 з рефракцією $-1, -2, -3, -4, -5, -6, -7, -12, -20, -25, 0; +1, +2, +3, +5, +8, +15, +20$; об'єктива 12; CCD-матриці чи електронно-оптичного перетворювача 13; окуляра 14, що має діоптрийну установку на різкість в межах ± 4 . В

Метод прямого освітлення ока реалізується наступним чином. Конденсор, об'єктив та призма формують зображення світлової нитки лампи розжарювання чи кристалу LED-випромінювача. Призма відбиває світловий потік напряму, перпендикулярному до оптичної осі, та що випромінювання попадає в око та освітлює очне дно через оптичну систему дослідження ока. Зображення з блоку приладів 2 (діафрагми, сітки та щілини) формується на безкінечності та проектується на очне дно оптичної системи 12. Зображення очного дна проектується у відбитому свіtlі оптичної системи ока об'єктивом 12 та фотокатод електронно-оптичного перетворювача та CCD - матрицю, відтворюється на екрані монітора та/чи розглядається через окуляр ЕОП [2].

Метод непрямого освітлення очного дна чрез склеру та кожні покрови, що прилягають до склери та

ри, реалізований за допомогою набору оригінальних пристрій: кільцевого та циліндричного освітлювачів, що працюють в діапазоні аж до 1200 нм. Коефіцієнт пропускання склери в області 400–1200 нм складає від 0,1 до 70% згідно різним експериментальним та теоретичним даним. Метод дозволяє розширити поле огляду очного дна. Особливість офтальмоскопії в ІЧ випромінюванні полягає в тому, що не виникає звуження зіниці та осліплення ока від яскравого світла видимого діапазону. Крім того, зображення, що отримуються в ІЧ та видимому світлі, можуть відрізнятися один від одного (із-за різниці в спектральному складі) та давати додаткову інформацію для офтальмоскопічної діагностики. Поєднання методів прямого освітлення очного дна через склеру та шкіряні покриви, що прилягають до склери дозволяє розширити можливості офтальмоскопічної діагностики [2].

Особливо актуальною є технологія реєстрації зображення очного дна в режимі реального часу, що базується на концепції непрямого просвічування (трансілюмінації) очного дна через 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). Данна технологія дозволяє виявити ранні зміни в шарі пігментного епітелію сітківки та мембрани Бруха, які не виявляються іншими методами [2–4].

Запропонований метод діагностики дозволяє візуально виявляти пухлини, що скріті під серозним відшаруванням сітківки без контрастування судин, та може бути використаний в ранній та комплексній діагностиці пігментних пухлин та аномалій пігментації очного дна (рис. 2–4). Метод може застосовуватися для комплексної діагностики ретинопатії, так як дає можливість виявити діабетичні прояви та провести динамічне спостереження патологічних змін на очному дні в процесі лікування без додаткового введення будь-якої контрастної речовини та без застосування медикаментозного мідразу.

В цілому, представлений метод діагностики внутрішніх оболонок ока – простий, неінвазійний – може застосовуватися до пацієнтів з вузькою зініцею, легко переноситься пацієнтами, оскільки відсутнє осліплення ока від яскравого світла видимого діапазону. Проводиться подальше дослідження діагностичних можливостей методу та впровадження його в клінічну практику.

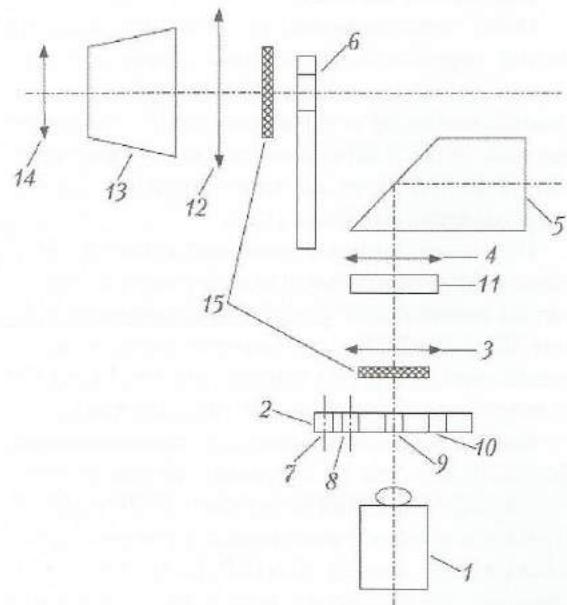


Рис. 1. Оптична схема пристрою: 1 – лампа чи LED випромінювачі; 2 – блок приладів, що проекують на очне дно; 3 – двухлінзний конденсор; 4 – об'єктив; 5 – призма; 6 – корекційні лінзи; 7 – діафрагма 3,2 мм з сіткою; 8 – діафрагма 2,5 мм; 9 – діафрагма 0,5 мм; 10 – щілина; 11 – світлофільтр; 12 – об'єктив; 13 – електронно-оптичний перетворювач та ПЗС-матриця; 14 – окуляр; 15 – поляризаційні фільтри [2]. В блокі приладів 2, що проекують на очне дно, розміщені діафрагми діаметром 3,2 мм з сіткою (шіна поділки сітки – 0,25 мм, в центрі сітки розміщена зірочка розміром 0,3 мм), дві діафрагми діаметром 2,5 та 0,5 мм і щілина шириною 0,1 мм. При проведенні поляризаційної офтальмоскопії додатково використовуються поляризаційні фільтри 15

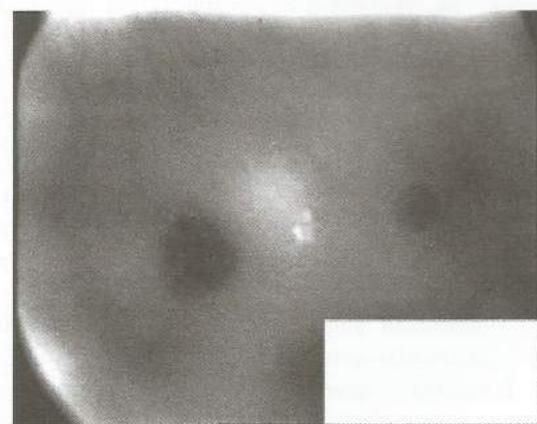


Рис. 2. Фотографія очного дна пацієнтки (діабетична ретинопатія) з невусом хоріоідеї при транссклеральному просвічуванні (940 нм) [5]

Постановка завдання

Опис технологічних та фізичних аспектів методу отримання зображення очного дна при використанні трансклерального просвічування (трансілюмінації) в червоному та ІЧ діапазонах довжин хвиль з детальним викладом оригінальних теоретичних та експериментальних досліджень наведено в роботах [1-2].

На сьогоднішньому етапі дослідження необхідно розглянути та дослідити параметри енергетичної безпеки при роботі з устаткуванням систем IPIC та FC11, які використовують в якості джерел освітлення світлодіоди типу LED та SLED (з вихідними діаметрами 5 та 10 міліметрів).

Оцінка небезпеки механізмів травмування (як фотохімічного, так і термічного) при використанні лазерних та діодних устаткувань в офтальмологічній діагностиці проводилася на основі даних міжнародної комісії ICNIRP [7-8]. Важливим аспектом дослідження є розрахунки максимального допустимих рівнів (МДР) опромінення ока, що має на меті запобігти ризику травмування людини при клінічному обстеженні.

Експериментальна частина

Різниця між лазерним та будь-яким іншим видом випромінювання полягає в монохромності когерентності та високому ступені спрямованості. Відомі два основних механізми пошкодження, що викликані лазерним опроміненням — тепловий та фотохімічний. Теплові ефекти можуть виникати при будь-якій довжині хвилі і є наслідком випромінювання або світлового впливу на охолоджуючий потенціал кровотоку біологічних тканин. Photoхімічні ефекти можуть проявлятися в межах 180–400 нм ультрафіолетового діапазону та в межах 400–600 нм видимого діапазону довжин хвиль та пов’язані з тривалістю та частотою імпульсів випромінювання.

Відомі наступні впливи лазерного випромінювання на око [7-8]:

- на рогівку впливає випромінювання з довжиною хвиль менше 300 нм чи більше 1400 нм;
- довжини хвиль між 300 та 400 нм впливають на райдужну оболонку ока, кришталік та склоподібне тіло;
- довжини хвиль в діапазоні 400–1400 нм впливають на сітківку.

В випадку термічних опіків ока порушується охолоджуюча функція судин сітківки ока. В результаті із-за ушкодження кровоносних судин можуть відбуватися крововиливи в склоподібне тіло.

Ушкодження жовтої плями сітківки може

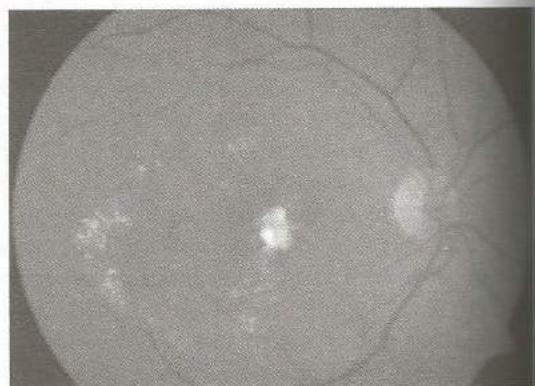


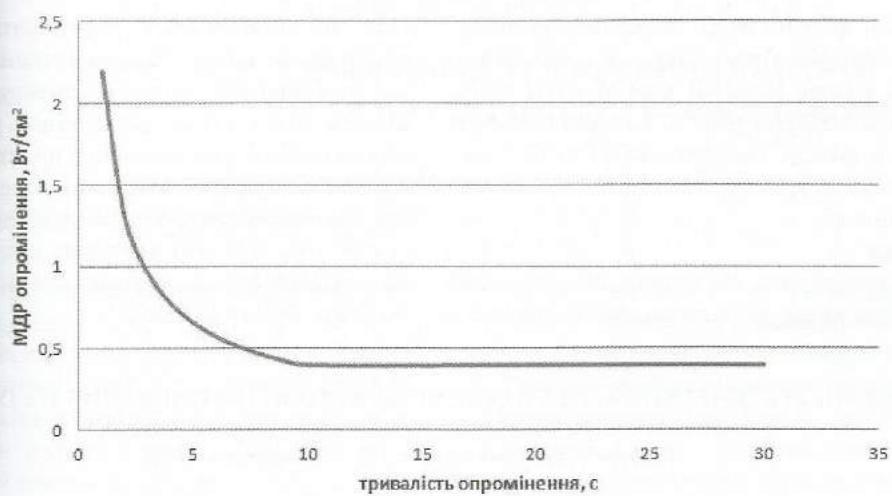
Рис. 3. Фотографія очного дна тієї ж пацієнтки (діабетична ретинопатія) в безчервоному світлі. Хоріоідальний невус не проглядається. Фундус-камера FF-450 (Zeiss, Німеччина) [5]

призвести до тимчасової або постійної втрати гостроти зору або навіть повної сліпоти. Photoхімічні ушкодження рогівки при ультрафіолетовому опроміненні може привести до фотокераніту, а довготривале ультрафіолетове опромінення може привести до катарацти. Враховуйте, що при трансклеральному освітленні не має прямого попадання випромінювання на зіницу, але були проаналізовані дані наведені Міжнародною комісією по захисту від неіонізуючого випромінювання (ICNIRP) для МДР при опроміненні шкіри лазерним та діодним випромінюванням [7-8].

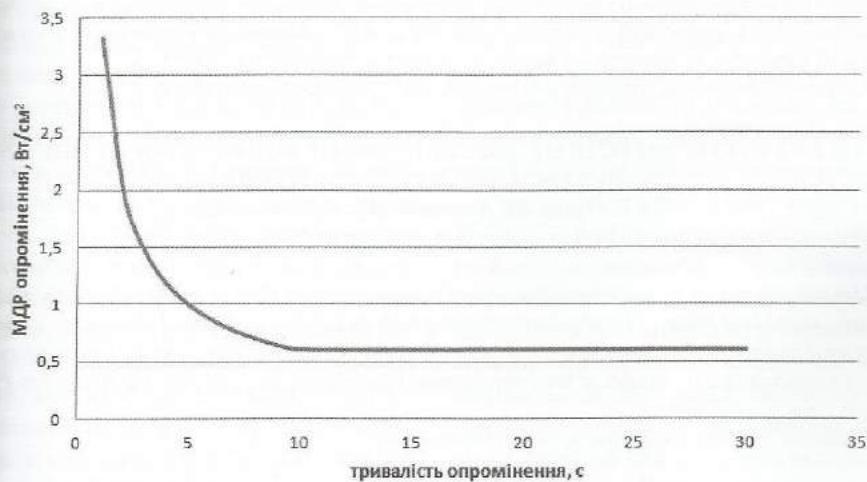
На рисунках нижче (рис.5) наведені графики МДР опромінення діодним випромінюванням шкіряних покривів для довжин хвиль 850 нм, та 940 нм (апертура 3,5 мм) та МДР діодного опромінення шкіряних покривів від довжини хвилі випромінювання ($t=10\text{c} - 30\text{ks}$) (апертура 3,5 мм).



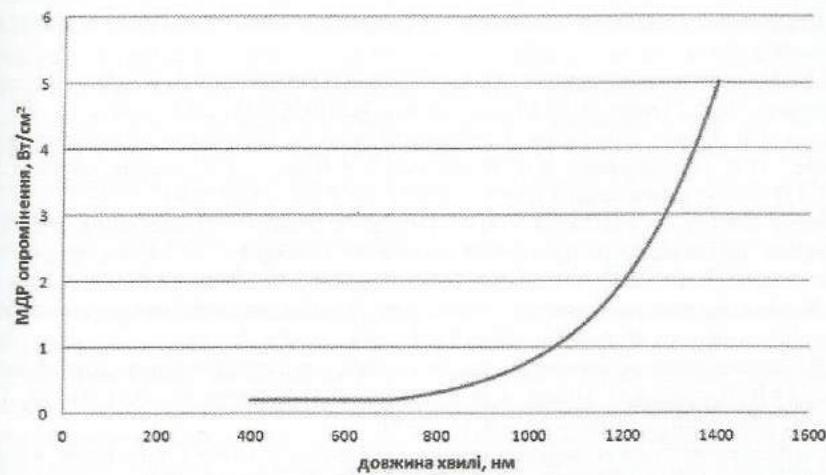
Рис. 4. Флюорисцентна ангіограма (артеріовенозна фаза) очного дна тієї ж пацієнтки (діабетична ретинопатія). Хоріоідальний невус проглядається. Фундус-камера FF-450 (Zeiss, Німеччина) [5]



Фіг. 5. Залежність МДР діодного опромінення ($\lambda=850$ нм) від тривалості дії випромінювання для шкіряних покривів людини



Фіг. 6. Залежність МДР діодного опромінення ($\lambda=940$ нм) від тривалості дії випромінювання для шкіряних покривів людини



Фіг. 7. Залежність МДР діодного опромінення шкіряних покривів від довжини хвилі випромінювання (усл. – 30с)

Отримані дані по МДР опромінення лазерним випромінюванням згідно з висновками експертної комісії ICNIRP, можуть бути застосовані до світлодіодів типу SLED, що використовуються в фундус системах FC11 та IRIS та в інших приладах, в яких застосована технологія трансілюмінації.

Висновки

Метод діагностики внутрішніх оболонок ока неінвазійний та може застосовуватися до пацієнтів

з вузькою зіницею, легко переноситься пацієнтами. Проводиться подальше вивчення діагностичних можливостей методу (особливу увагу присліяється діагностиці діабетичної ретинопатії). Впровадження його в клінічну практику.

Отримані дані по МДР опромінення для лінзних випромінювачів видимого та інфрачервоного (850 нм, 940 нм) діапазону використані для застосуванні технології трансілюмінації в фундус системах FC11 та IRIS.

АНАЛИЗ ЕНЕРГЕТИЧЕСКИХ АСПЕКТОВ БЕЗОПАСНОГО ИСПОЛЬЗОВАНИЯ ИЗЛУЧАТЕЛЕЙ ФУНДУС СИСТЕМАХ ОСМОТРА ГЛАЗА ФС 11 И ИРИС

Плюто И.В., Комисаренко Ю.И., Антоненко Е.В.

Резюме: Дано описание метода, с помощью которого можно проводить исследование переднего и заднего отделов глаза в отраженном излучении видимого и инфракрасного диапазона (не поляризованом и поляризованом) с использованием как традиционных методов освещения глазного дна так и инновационной технологии трансклерального просвечивания. Для проведения безопасной диагностики и офтальмоскопических исследований в клинической практике проведен анализ данных, основанных на рекомендациях Международной комиссии по защите от неионизирующих излучений (ICNIRP).

Ключевые слова: диагностика, медицинское оборудование, оценка безопасности

ANALYSIS OF ENERGETIC ASPECTS OF SAFETY USING OF SOURCES FOR FUNDUS SYSTEMS OF EYE OBSERVATION FS 11 AND IRIS

I.V. Plyuto, J.I. Komissarenko, E.V. Antonenko

O.O. Bogomolets National Medical University

Summary: Method that allows to study the anterior and posterior parts of the eye in the reflected radiation of the visible and infrared range (not polarized and polarized) using both traditional methods of illumination fundus and innovative transscleral technology has been described. For the safety of diagnostic and ophthalmoscopic research in clinical practice, analysis, based on studies of the International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection (ICNIRP) was done.

Key words: diagnostics, medical equipment, hazard assessment.

Список літератури

- Плюто И.В. Прибор для офтальмоскопии в инфракрасном свете. - Препринт ИМФ НАН Украины. – Киев, 1997. – №9.-5 с.
- Плюто И.В. Инфракрасная трансклеральная офтальмоскопия: физические и технологические аспекты метода / И.В. Плюто, А.П. Шпак. – Киев: ИМФ НАНУ, 2005. – 44 с.
- Пасечникова Н.В. Новые возможности цифровой фото- и видеосъемки глазного дна в инфракрасном спектре / Н.В. Пасечникова, В.А. Науменко, А.Р. Король, О.С. Задорожний, И.В. Плюто, В.Е. Соболев // Офтальмологический журнал. – 2006. № 3(II). – С. 85–90.
- Plyuto I., Paschenikova N., Tyazhkaya N. et all. Diagnostic possibility of registration of the eye fundus image with transscleral transmission in the case of diabetic retinopathy. – 7th Euretina Congress, Book of Abstracts. – Monte Carlo, 2007. – P. 91.
- Плюто И.В. Атлас по спектральной диагностики внутренних оболочек глаза с использованием технологии трансиллюминации. Відпук 1 – Київ: ВВП, 2008. – 57 с.
- Плюто И.В. Вдосконалення технології трансклерального просвічування для аналізу зображення очного дна / И.В. Плюто, А.П. Шпак, А.О.Запорожець, О.Г. Замурняк, Н.П. Тяжка, Г.М. Панасенко // Наукові технології. – 2010. – №3–4. С. 86-90.
- ICNIRP Guidelines. Revision of guidelines on limits of exposure to laser radiation of wavelengths between 400 nm and 1.4 μm / Health Physics. – 2000. – Vol. 79, № 4. – P.431–440.
- ICNIRP Statement. ICNIRP statement on light-emitting diodes (LEDs) and laser diodes: implications for hazard assessment / Health Physics. – 2000. Vol. 78, № .6. – P.744–752.