

УДК 617.7-001.15(045)

**ЕНЕРГЕТИЧНІ ПАРАМЕТРИ БЕЗПЕКИ ПРИ ТРАНСІЛЮМІНАЦІЇ
БІОЛОГІЧНИХ НАНОСИСТЕМ ОКА*****А. О. Запорожець; **І. В. Плюто**, д-р фіз.-мат. наук, проф.;***О. Г. Замурняк, **Н. П. Тяжка**, канд. мед. наук;****Г. М. Панасенко**, канд. мед. наук, ***Я. Ю. Тіницька**

*Національний авіаційний університет;

**Інститут металофізики ім. Г. В. Курдюмова НАН України

lektron2007@gmail.com

Розглянуто метод отримання зображення очного дна в режимі реального часу у відбитому видимому та ближньому інфрачервоному діапазоні довжин хвиль. Проведено теоретичні розрахунки максимально допустимого рівня опромінення колімованим лазерним випромінюванням для ока та шкіряних покривів в інтервалі від 400 до 1400 нм.

Ключові слова: енергетичні параметри, трансілюмінація, офтальмоскопія, оцінка небезпеки.

The article considers the method of getting the fundus image in real time in the reflected visible and near-infrared wavelengths. There was made the theoretical calculations of exposure's allowable maximum level with collimated laser radiation for eyes and skin in the range from 400 to 1400 nm.

Keywords: energy parameters, transillumination, ophthalmoscopy, hazard assessment.

Вступ

Сучасний етап розвитку медичної техніки та технологій характеризується підвищеним інтересом до фундаментальних і прикладних досліджень в області взаємодії електромагнітного випромінювання ближнього інфрачервоного (ІЧ) діапазону з біологічними наносередовищами. Це зумовлено активним розвитком і вдосконаленням нових методів діагностики й терапії (наприклад, оптичної комп'ютерної томографії, фотодинамічної терапії раку).

Для вирішення завдань діагностики в офтальмології необхідна побудова адекватних моделей прозорих наносередовищ ока.

У дослідженнях використовувалися експериментальні зразки приладів нового покоління для візуалізації і цифрової реєстрації зображення очного дна в режимі реального часу, розроблені в Інституті металофізики ім. Г.В. Курдюмова НАН України.

Нині розроблено кілька варіантів інфрачервоних іміджсистем IRIS (*infrared images system*) з використанням електронного та оптичного збільшення (*zoom*-системи) і різноманітних видів трансілюмінаторів — лазерні лампи різноманітних типів із світлофільтрами з використанням електромагнітного випромінювання у вікні оптичної прозорості біотканин (600 нм, 615 нм, 630 нм, 660 нм, 700 нм, 790 нм, 810 нм, 850 нм, 880 нм, 940 нм, 950 нм).

Опис фізичних та технологічних аспектів методу отримання зображення очного дна при використанні трансклерального просвічування (трансілюмінації) в червоному та інфрачервоному діапазоні довжин хвиль з викладом результа-

тів оригінальних експериментальних і теоретичних досліджень наведено в працях [1–2]. На даному етапі дослідження необхідно розглянути параметри енергетичної безпеки під час роботи з лазерним устаткуванням системи IPIC, що працює на основі технології SLED-діодів (з вихідними діаметрами 5 та 10 мм).

Розрахунок цих норм безпеки проводився на основі даних міжнародної комісії ICNIRP. Розгляд даної тематики має надзвичайно високий ступінь актуальності, оскільки питання допустимої потужності випромінювання при роботі з технічними приладами погано досліджене.

Експериментальна частина

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

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

Зауважимо, що рівномірне та дифузне освітлення тканин ока виникає як за рахунок ефектів багаторазового розсіювання та відбиття внутрішніми біотканинами (ретробульбарної клітковини, склери та ін.) з боку заднього полюса ока, так і частково за рахунок ЕМВ, що пройшло через 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 розсіюваними центрами для багатьох біотканин є клітинні органели, такі як мітохондрії [4]. Інтенсивності відбитого біотканинами випромінювання (за рахунок зворотного розсіювання) на границі розділу середовищ (зокрема, біотканина–повітря) можуть суттєво перевищувати інтенсивності френелівського відбиття та досягати 35–70 % від інтенсивності падаючого випромінювання [4].

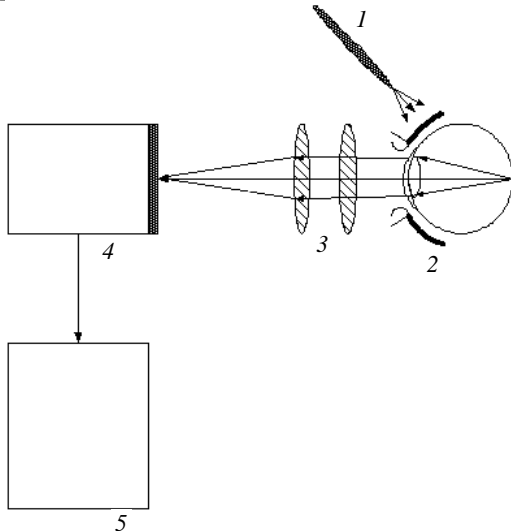


Рис. 1. Схематичне зображення методики транслюмінації та пристрою для отримання зображення очного дна в червоному та ближньому інфрачервоному діапазоні довжин хвиль:
1 — транслюмінатор; 2 — повіка;
3 — оптична система; 4 — ІЧ-приймач;
5 — комп'ютер [2]

Отже, відбите та розсіяне світло оболонки очного дна, що пройшло через оптичні середовища ока (склоподібне тіло, кришталік, 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) дає змогу використовувати транссклеральне 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 виключити недолік, притаманний контактним методам офтальмоскопії (діафаноскопії), які припускають безпосередній контакт джерела випромінювання зі склерою.

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

Застосування ЕМВ ближнього ІЧ діапазону у вікні оптичної прозорості біотканин, у якому коефіцієнти поглинання більш ніж на порядок

менші від відповідних коефіцієнтів розсіювання, відсутність безпосереднього контакту джерела випромінювання зі склерою, а також особливості отриманої інформації, дозволяють виділити розглянутий у цій роботі метод отримання зображення очного дна при використанні транслюмінації в червоному та ІЧ діапазоні довжин хвиль як самостійний метод офтальмоскопії.

Результати досліджень та їх обговорення

Відмінність лазерного від інших видів випромінювання полягає в монохромності, когерентності та високому ступені спрямованості.

Ефекти впливу (тепловий, фотохімічний) визначаються механізмом взаємодії лазерного та діодного випромінювання з тканинами та залежать від енергетичних і часових параметрів випромінювання, а також від біологічних та фізико-хімічних особливостей опромінюваних тканин та органів [5].

Лазерне випромінювання становить особливу небезпеку для тканин, що максимально його поглинають. Порівняно легка вразливість рогівки й кришталіка ока, а також здатність оптичної системи ока багаторазово збільшувати потужність випромінювання видимого та ближнього ІЧ діапазону на очному дні відносно до рогівки, роблять очі найбільш уразливим органом.

Основний елемент зорового апарату ока – сітківка — може бути уражена тільки випромінюванням видимого (від 0,4 мкм) та ближнього ІЧ діапазонів (до 1,4 мкм), що пояснюється спектральними характеристиками зорової системи людини, при цьому кришталік та очне яблуко, діючи як додаткова фокусуюча оптика, суттєво підвищують енергетичну концентрацію на сітківці, що, у свою чергу, на декілька порядків знижує максимально допустимий рівень (МДР) опромінення зіниці.

Світловий діаметр зіниці при розрахунку МДР опромінення обирають зазвичай рівним 7 мм [5; 6], але це не завжди відповідає дійсності (наприклад, при великій освітленості (фізіологічна оцінка яскравості) фону — із-за світлової адаптації, в похилому віці — через зменшення чутливості світлових рецепторів).

Окрім довжини хвилі λ , необхідно враховувати також тривалість впливу світлового випромінювання.

В інтервалі від 10^{-9} до 10 с причиною пошкодження сітківки є тепла дія сфокусованого світла при прямій дії лазерного пучка, тоді як надкороткі лазерні імпульси викликають переважно термоакустичний вплив — протоплазма клітин унаслідок швидкого нагрівання закипає та розриває оболонку.

Довготривала ($t > 10$ с) пряма дія лазерного випромінювання на сітківку призводить здебільшого до фотохімічних процесів її руйнування. Щоб уникнути цього проводять нормування енергетичної освітленості (експозиції). На перераховані МДР опромінення орієнтуються при одноразовому впливі на око прямого лазерного та діодного випромінювання, що фокусується кристаліком у незначну пляму на сітківку. На рис. 2–3 наведено графіки МДР щільності потоку енергії для довжин хвиль $\lambda = 570; 850$ нм, які використовуються на експериментальній установці системи IRIS, у випадку вузько направленого та

монохроматичного джерела опромінення для ока. Отримані залежності побудовані на основі даних Міжнародної комісії по захисту від неіонізуючого випромінювання ICNIRP.

Пошкодження шкіри може бути викликане лазерним випромінюванням будь-якої довжини хвилі в спектральному діапазоні 180...100000 нм. Характер ураження шкіри аналогічний термічним опікам. Ступінь тяжкості ушкодження шкіри, а в деяких випадках і всього організму, залежить від енергії випромінювання, тривалості впливу, площі ураження, її локалізації, додавання вторинних джерел впливу (горіння, тління).

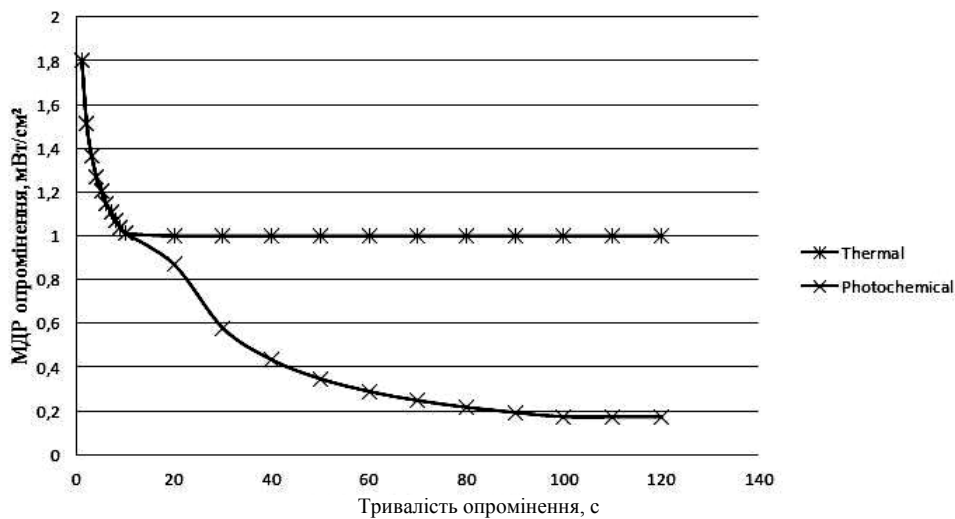


Рис. 2. Залежність МДР лазерного та діодного опромінення від тривалості дії випромінювання ($\lambda = 570$ нм) для ока людини

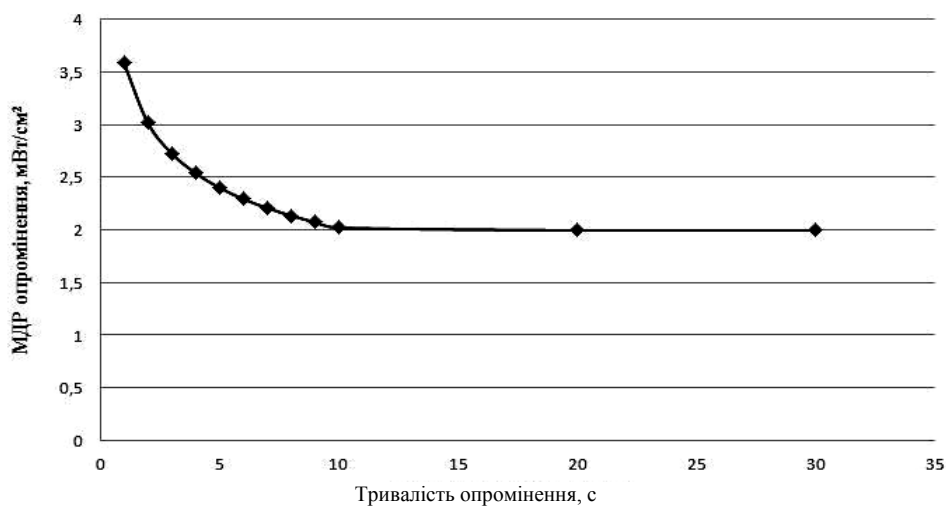


Рис. 3. Залежність МДР лазерного та діодного опромінення від тривалості дії випромінювання ($\lambda = 850$ нм) для ока людини

Унаслідок вживання належних заходів безпеки (захисні окуляри та ін.), пошкодження зорових органів людини зазвичай виключається. Однак залишається ймовірність ураження шкіряних покривів.

Лазерне та діодне випромінювання дальньої ІЧ області (> 1400 нм) здатне проникати через тканини тіла на значну глибину, вражаючи внутрішні органи (пряме лазерне випромінювання).

Довготривалий хронічний вплив дифузно відбитого лазерного випромінювання нетеплової інтенсивності може викликати неспецифічні, переважно вегетативно-судинні порушення; функціональні зрушення можуть спостерігатися з боку нервової, серцево-судинної систем, залоз внутрішньої секреції [7].

У рамках дослідження МДР лазерним та діодним опроміненням шкіряних покривів виявлена аналогічна до ока перехідна область у діапазоні

від видимого червоного до ближнього ІЧ випромінювання.

Щодо МДР лазерного опромінення для шкіряних покривів людини, то їх значення, за рекомендацією ICNIRP, відрізняються від МДР опромінення для ока в області видимого та ближнього інфрачервоного випромінювання ($\lambda < 1400$ нм).

При цьому опромінення усереднюють у рамках круглої апертури 3,5 мм для всіх довжин хвиль менше 0,1 мм.

МДР опромінення в дальній інфрачервоній області (1400 нм $< \lambda < 1$ мм) залишається таким самим, як і для ока.

На рис. 4–5 наведено графіки МДР опромінення лазерним та діодним випромінюванням шкіряних покривів для довжин хвиль $\lambda = 400 - 700$, 850 нм у випадку апертури 3,5 мм за даними міжнародної комісії ICNIRP.

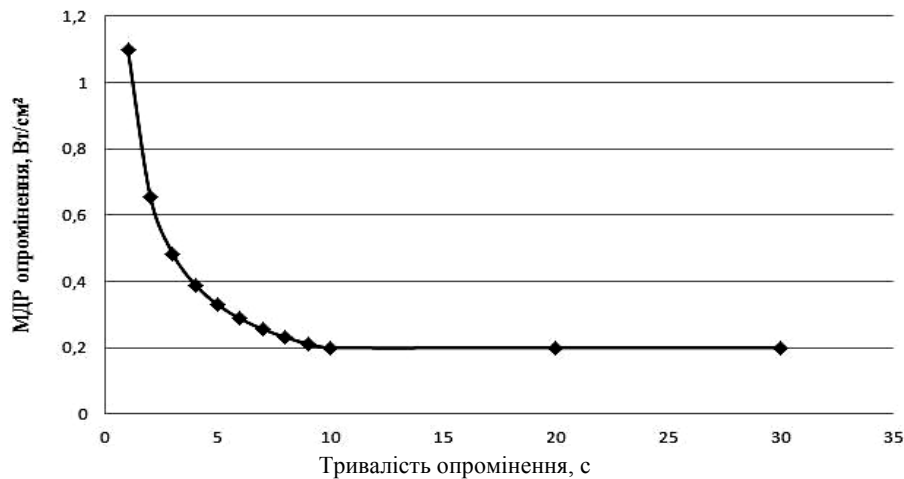


Рис. 4. Залежність МДР лазерного та діодного опромінення від тривалості дії випромінювання ($\lambda = 400 - 700$ нм) для шкіряних покривів людини

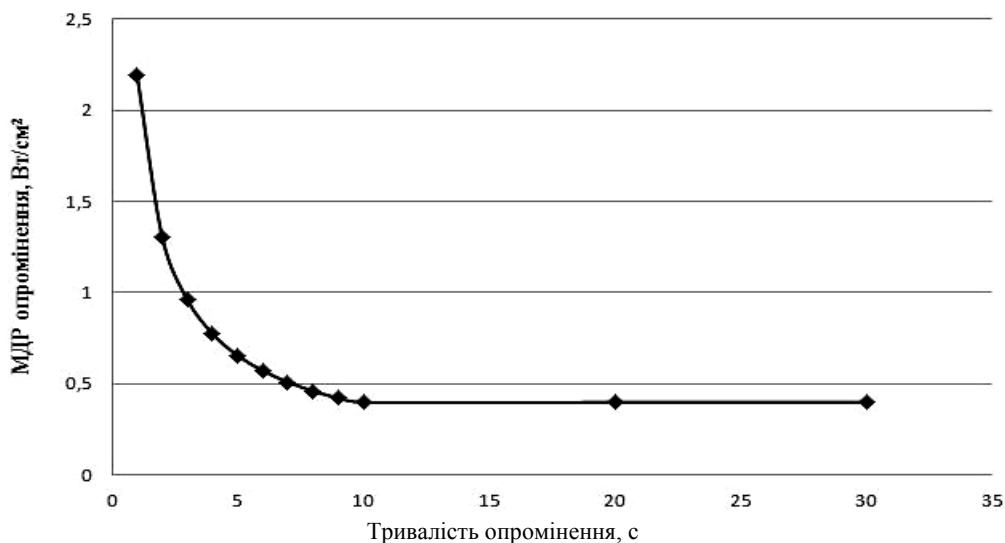


Рис. 5. Залежність МДР лазерного та діодного опромінення від тривалості дії випромінювання ($\lambda = 850$ нм) для шкіряних покривів людини

Висновки

Згідно з висновками експертної комісії ICNIRP, усі отримані дані по МДР опромінення лазерним та діодним випромінюванням для ока та шкіряних покривів, можуть бути застосовані до світлодіодів типу SLED, що використовуються на експериментальних установках IRIS.

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 транссклеральная офтальмоскопия: физические и технологические аспекты метода / И. В. Плюто, А. П. Шпак. — К. : ИМФ НАНУ, 2005. — 44 с.
3. *Plyuto I. V.* New Instrument for Real Time Infrared Light Ophthalmoscopy / I. V. Plyuto, A. P. Shak, V. V. Sobolev. — К. : 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. *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.
6. *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.
7. *Тучин В. В.* Исследование возможности увеличения глубины зондирования методом отражательной конфокальной микроскопии при применении просветления приповерхностных слоев кожи человека / В. В. Тучин, И. В. Меглинский, А. Н. Башкатов, Э. А. Генина, Д. Ю. Чурмаков // Квантовая электроника. — 2002. — Т. 32. — Вып. 10. — С. 875–882.

Стаття надійшла до редакції 08.09.2011.