

УДК 681.7.01 (045)

## РОЗРОБКА ПРОГРАМНОГО КОМПЛЕКСУ DIOLAS ДЛЯ ДІАГНОСТИКИ В ОФТАЛЬМОСКОПІЇ

*А. О. Запорожець\**, *В. О. Вернета\*\**,  
*І. В. Плюто\*\*\**, д-р фіз.-мат. наук, проф.;  
*Ю. І. Комісаренко\*\*\*\**, канд. мед. наук, доц.; *Ю. Р. Павленко\*\*\*\**

\*Національний авіаційний університет

\*\* Національний технічний університет «Київський політехнічний університет»

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

\*\*\*\*Національний медичний університет ім. О. О. Богомольця

lektron2007@gmail.com

*Наведено опис методу, а також приладу, 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 транссклерального просвічування. Для проведення безпечної діагностики та офтальмоскопічних досліджень у клінічній практиці розроблено унікальний програмний комплекс, який ґрунтується на дослідженнях Міжнародної комісії із захисту від неіонізуючого випромінювання (ICNIRP).*

**Ключові слова:** діагностика, медичне обладнання, програмний комплекс, оцінка небезпеки.

*The paper describes a method and device 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 technology transscleral ray. For the safety of diagnostic and ophthalmoscopic research in clinical practice, developed a unique software package, based on studies of the International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection (ICNIRP).*

**Keywords:** diagnostics, medical equipment, software system, hazard assessment.

### Вступ

На сьогодні в офтальмоскопічній практиці використовуються ручні та стаціонарні прилади, що дають змогу проводити дослідження (в даному випадку — фотографування) очного дна в білому світлі та світлі різного спектрального складу видимого та ближнього інфрачервоного (ІЧ) діапазонів.

Для дослідження очного дна за допомогою методів флюорисцентної ангіографії (ФАГ) та індоціанінової ангіографії (ІА) використовуються різні моделі фундус-камер.

Останнім часом активного розвитку набувають відеоангіографічні дослідження із застосуванням систем цифрової обробки зображень та нового покоління пристроїв, що випускаються фірмами-лідерами медичної галузі («Topcon», «Nidec», «Meditec AG «Zeiss», «Canon» та ін.).

У праці [1] описаний прилад, в якому офтальмоскопічні дослідження проводяться у відбитому інфрачервоному випромінюванні (не поляризованому та поляризованому), а візуалізація зображень здійснюється завдяки застосуванню електронно-оптичного перетворювача (ЕОП).

За допомогою експериментальних приладів «ІРІС», ФС 1.1 (Україна) (зокрема, офтальмоскопів), офтальмоскопічні 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 на-

бору оригінальних пристроїв, що дозволяють реалізувати метод непрямого освітлення очного дна через склеру та шкіряні покриви, які прилягають до склери.

### Експериментальна частина

Офтальмоскопи являють собою модифіковані прилади, описані раніше в праці [1], які дозволяють проводити відеоспостереження та записувати на комп'ютер процес огляду ока в режимі реального часу [2–6]. Пристрій та принцип дії однієї з модифікацій систем «ІРІС» з використанням традиційних методів освітлення очного дна (через зіницю) показано на рис. 1.

Оптична схема приладу складається з джерела світла 1 (лампа МНГ 3,5/2,5 в центрувальному патроні чи LED-випромінювача різного спектрального діапазону); блоку приладів 2, що проєктують на очне дно; дволінзового конденсора 3; світлофільтра 11; об'єктива 4; відбивної призми 5; корекційних 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 чи електронно-оптичного перетворювача 13; окуляра 14, що має діоптрийну установку на різкість у межах  $\pm 4$ .

У блоці приладів 2, що проєктують 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 і щілина шириною 0,1 мм.

↑  
↓  
14

1 —  
що пр  
↓  
7 —  
9 —

Дя  
моско  
ційні с  
Ме  
реалізу  
та при  
лампн  
При  
перпен  
промін  
дно че  
Зоб  
ки та  
проект  
Зображ  
му світ  
фотока  
та ССІ  
моніто  
Мет  
склеру  
склери  
гінальн  
го осв  
1200 н  
Кое  
400–12  
різними  
даніми:

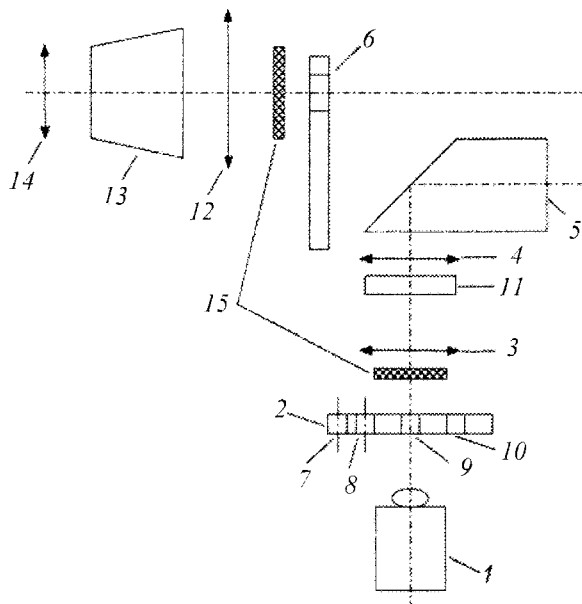


Рис. 1. Оптична схема пристрою:

- 1 — лампа чи LED-випромінювачі; 2 — блок приладів, що проєктують на очне дно; 3 — дволінзовий 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

Для проведення поляризаційної офтальмоскопії додатково використовуються поляризаційні фільтри 15.

Метод прямого освітлення ока (через зіницю) реалізується таким чином. Конденсор, об'єктив та призма формують зображення світлової нитки лампи чи кристала LED-випромінювача.

Призма відбиває світловий потік у напрямку, перпендикулярному до оптичної осі, так що випромінювання потрапляє в око та освітлює очне дно через оптичну систему досліджуваного ока.

Зображення з блоку приладів 2 (діафрагм, сітки та щілини) формується на нескінченності та проєктується на очне дно оптичної системи ока. Зображення очного дна проєктується у відбитому світлі оптичної системи ока об'єктивом 12 на фотокатод електронно-оптичного перетворювача та CCD-матрицю, потім відтворюється на екрані монітора та/чи розглядається через окуляр ЕОП.

Метод непрямого освітлення очного дна через склеру та кожні покрови, що прилягають до склери, реалізований за допомогою набору оригінальних пристроїв: кільцевого та циліндричного освітлювачів, що працюють у діапазоні до 1200 нм.

Коефіцієнт пропускання склери в області 400–1200 нм становить від 0,1 до 70 % згідно з різними експериментальними та теоретичними даними.

Метод дозволяє розширити поле огляду очного дна. Особливість офтальмоскопії в ІЧ випромінюванні полягає в тому, що не виникає зуження 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.

Тут подано технологію ресстрації зображення очного дна в режимі реального часу. Технологія ґрунтується на концепції непрямого просвічування (трансліюмінації) 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). Дана технологія дає змогу 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 скриті під серозним відшаруванням сітківки без контрастування судин, та може бути використаний у ранній та комплексній діагностиці пігментних пухлин та аномалій пігментації очного дна (рис. 2–4).

Метод може застосовуватися для комплексної діагностики ретинопатії, оскільки дає можливість виявити діабетичні прояви та провести динамічне спостереження патологічних змін на очному дні в процесі лікування без додаткового введення будь-якої контрастної речовини (у т.ч. і без застосування медикаментозного мідріазу).

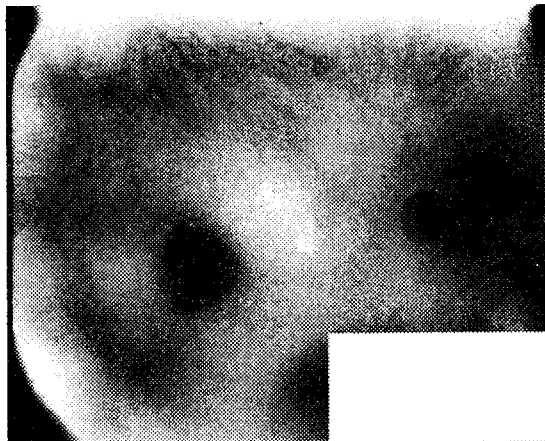


Рис. 2. Фотографія очного дна пацієнтки (діабетична ретинопатія) з невусом хоріоїдеї при трансклеральному просвічуванні (940 нм). ІРІС, ФС 1.1

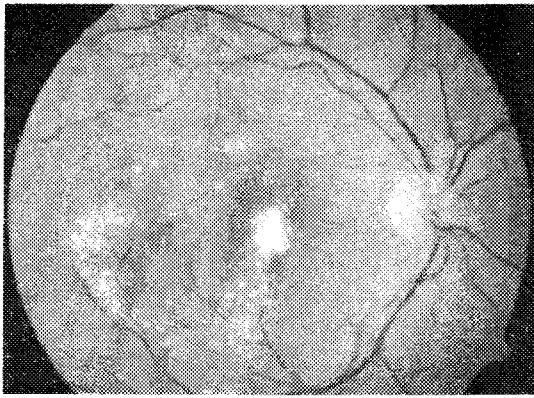


Рис. 3. Фотографія очного дна тієї самої пацієнтки (діабетична ретинопатія) в безчервоному світлі. Хоріоїдальний невус не проглядається. Фундус-камера FF-450 (Zeiss, Німеччина)

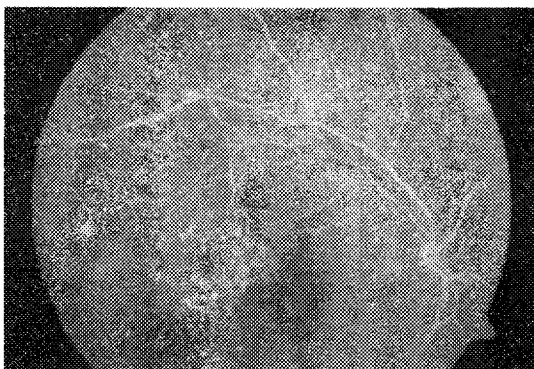


Рис. 4. Флюорисцентна ангиограма (артеріовенозна фаза) очного дна тієї ж пацієнтки (діабетична ретинопатія). Хоріоїдальний невус не проглядається. Фундус-камера FF-450 (Zeiss, Німеччина)

Слід зауважити, що наведений метод діагностики внутрішніх оболонок ока — простий, неінвазивний — може застосовуватися до пацієнтів з вузькою зіницею, легко переноситься пацієнтами, оскільки відсутнє осліплення ока від яскравого світла видимого діапазону. Нині проводиться подальше дослідження діагностичних можливостей методу та впровадження його в клінічну практику.

#### Постановка завдання

Детальний опис технологічних та фізичних аспектів методу отримання зображення очного дна при використанні транссклерального просвічування (трансліюмінації) в червоному та ІЧ діапазонах довжин хвиль з детальним викладом оригінальних теоретичних та експериментальних досліджень наведено у працях [1–2].

На сьогоднішньому етапі дослідження необхідно розглянути та дослідити параметри енергетичної безпеки при роботі з лазерним устаткуванням системи IPIC, яка використовує як джерела освітлення світлодіоди типу LED та SLED (з вихідними діаметрами 5 та 10 мм).

Оцінювання небезпеки механізмів травмування (як фотохімічного, так і термічного) при використанні лазерних та діодних устаткувань в офтальмологічній діагностиці проводилося на основі даних міжнародної комісії ICNIRP [7–8].

Важливим пунктом дослідження стала розробка спеціального програмного комплексу для розрахунку максимально допустимих рівнів (МДР) опромінення ока, що має за мету знизити ризик травмування сітківки ока людини при клінічному обстеженні та полегшити роботу працівників офтальмологічних відділень медичних закладів.

Розгляд даної тематики має надзвичайно високий ступінь актуальності, оскільки питання допустимої потужності випромінювання під час роботи з технічними приладами погано вивчене.

#### Експериментальна частина

Відмінність між лазерним та будь-яким іншим видом випромінювання полягає в когерентності, монохромності та високому ступені спрямованості, яке діючи на біологічну тканину, може призвести до того чи іншого впливу.

Існує два основних механізми пошкодження, що викликані лазерним опроміненням — тепловий та фотохімічний [5]. Теплові ефекти можуть виникати при будь-якій довжині хвилі і є наслідком випромінювання або світлового впливу на охолоджуючий потенціал кровотоку тканин.

Фотохімічні ефекти проявляються в межах 180–400 нм ультрафіолетового діапазону та в межах 400–600 нм видимого діапазону довжин хвиль. Фотохімічні ефекти пов'язані з тривалістю та частотою імпульсів випромінювання.

Потенційні місця ураження ока (рис. 5) напряму пов'язані з довжиною хвилі лазерного випромінювання. Впливи лазерного випромінювання на око:

- довжини хвиль менше 300 нм чи більше 1400 нм впливають на рогівку;
- довжини хвиль між 300 та 400 нм впливають на водянисту вологу, райдужну оболонку ока, кришталік та склоподібне тіло;
- довжини хвиль у діапазоні 400–1400 нм направлені на сітківку.

При термічних опіках ока порушується охолоджувальна функція судин сітківки ока. У результаті шкідливого термічного чинника можуть відбуватися крововиливи в склоподібне тіло через ушкодження кровоносних судин.

Хоча сітківка може відновлюватися від незначних пошкоджень, основні ушкодження жовтої плями сітківки можуть призвести до тимчасової або постійної втрати гостроти зору або навіть повної сліпоти.

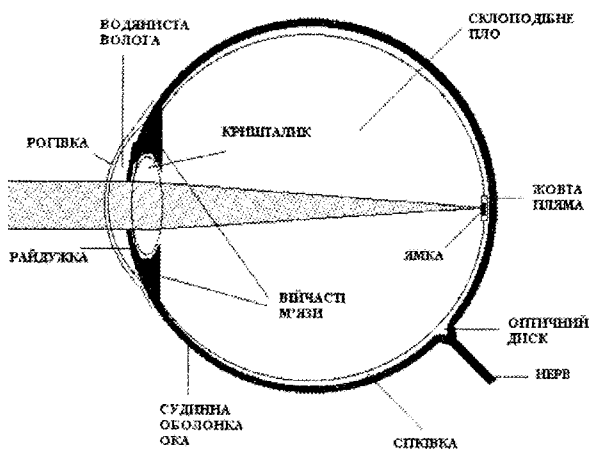


Рис. 5. Схематичне зображення будови людського ока

Фотохімічні ушкодження рогівки шляхом ультрафіолетового опромінення можуть призвести до фотокераніту. Ці хворобливі стани можуть тривати протягом кількох днів з дуже виснажливими болями. Довготривале ультрафіолетове опромінення може призвести до катаракти.

Враховуючі всі вищеописані факти, а також дані, наведені Міжнародною комісією із захисту від неіонізуючого випромінювання (ICNIRP), був створений перший програмний комплекс DioLas (Diodes&Lasers). Унікальність даного продукту полягає в тому, що він враховує велику кількість параметрів для розрахунку МДР опромінення лазерним та діодним випромінюванням при діагностиці та клінічному обстеженні в офтальмоскопії.

Необхідні вихідні дані оператор програми має змогу отримувати в графічному вигляді.

Окрім звичайного зв'язку максимально допустимої потужності опромінення від довжини хвилі  $\lambda$  враховується також і тривалість впливу світлового випромінювання. Таким чином, отриманий графік відображається у вигляді залежності максимальної експозиції від часу впливу світлового пучка. Для зручності була використана інформаційна панель, що відображає числове значення МДР опромінення при заданому часі обстеження за допомогою лазерного чи діодного джерела освітлення.

Широкий спектральний діапазон (від 180 нм до 1 мкм) передбачає розрахунок експозиційної залежності для всіх видів офтальмоскопічної техніки, при цьому можна окремо розрахувати як фотохімічний вплив, так і термічний, чи зрівняти їх для наочного спостереження. Таким чином, якщо оператор не знає, який механізм пошкодження біотканини має більш суттєвий вплив, він може побудувати два графіки та обрати мінімальний рівень експозиції на обраному часовому проміжку. Також передбачена можливість отримання

даних максимальної дози опромінення в двох одиницях виміру — Вт/см<sup>2</sup> чи Вт/м<sup>2</sup>. Часові інтервали впливу мають широкі рамки дослідження — від 100 пс (для видимого діапазону) до 8 год (максимально розрахований час впливу для всього допустимого спектрального діапазону дослідження).

Так, максимальна експозиція у випадку фотохімічного впливу в ультрафіолетовому діапазоні (180–400 нм) має вигляд прямої на всьому допустимому часовому проміжку дії випромінювання (1 нс–30 кс).

МДР опромінення теплого механізму впливу в цьому ж спектральному діапазоні має вигляд експоненційної залежності від часу.

Починаючи з видимого діапазону освітлення (400–700 нм) програма починає враховувати вплив великого числа біофізичних та фізіологічних чинників, які відіграють роль при постійному та імпульсивному характеру взаємодії випромінювання з середовищами ока.

При цьому для часового проміжку від 100 фс до 10 с у видимому діапазоні міжнародною комісією ICNIRP відкинуті фотохімічний та термічний ефекти впливу. Також врахована дія коефіцієнта лінійності (залежить від кута розходження випромінювання), мінімальне значення якого  $\alpha_{\min} = 1,5$  мрад. У разі перевищення цієї величини, оператор має змогу ввести значення кута розходження променя, при цьому чинник лінійності буде автоматично враховуватися програмою. Якщо дія цього коефіцієнта не враховується при розрахунку МДР опромінення на заданій довжині хвилі, то поле буде автоматично заблоковано для введення будь-яких даних.

Світловий діаметр зіниці при розрахунку МДР опромінення зазвичай беруть рівним 7 мм [7; 8], але це не завжди відповідає дійсності (наприклад, при великій освітленості (фізіологічна оцінка яскравості) фону — через світлову адаптацію, в похилому віці — через зменшення чутливості світлових рецепторів).

Значення цієї апертури може бути змінене тільки при розрахунку максимальної експозиції в далекому ІЧ діапазоні та залежить від часу дії випромінювання. За будь-яких обмежень чи застережень для розрахунку МДР опромінення лазерним чи діодним випромінюванням програма буде автоматично повідомляти оператора у вигляді спливаючого вікна.

На рис. 6 зображено робоче середовище програмного продукту DioLas. Для прикладу наведений розрахунок МДР опромінення ока для лазера з довжиною хвилі 309 нм у часовому діапазоні 1 нс — 10 кс. Кут розходження променя взято рівним 1,1 мрад.

## Введіть вхідні дані

Середовище дослідження

Око

Довжина хвилі, нм

309

Кут розходження, мрад

1.1

Тип впливу

Термічний

Часовий інтервал

мс-10кс

Розрахувати

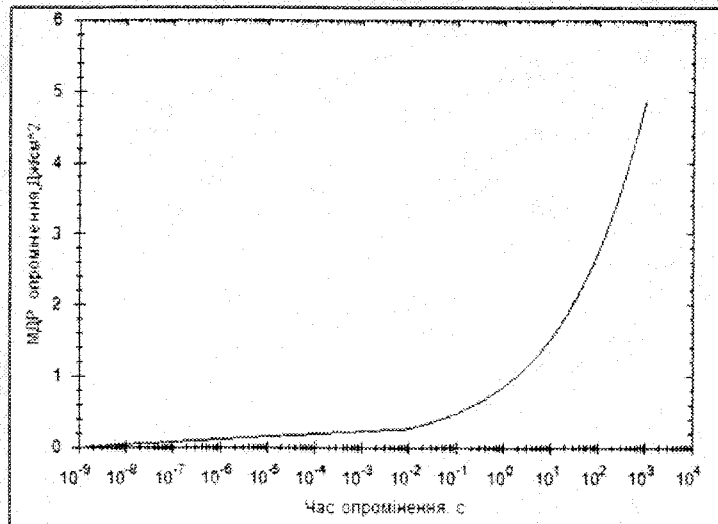


Рис. 6. Робоче середовище програмного комплексу DioLas

## Висновки

Розглянуто сучасний метод отримання зображення очного дна при транссклеральному просвічуванні (трансілюмінації) у режимі реального часу.

Метод діагностики внутрішніх природних наооболонки ока простий, неінвазивний, може застосовуватися до пацієнтів з вузькою зіницею, легко переноситься пацієнтами.

Проводиться подальше вивчення діагностичних можливостей методу (особлива увага приділяється діагностиці діабетичної ретинопатії), впровадження його в клінічну практику.

На базі результатів ICNIRP створено інноваційний програмний комплекс для розрахунку максимальної експозиції залежно від часу дії випромінювання в широкому спектральному діапазоні (180 нм — 1 мм), що зможе допомогти офтальмологам та іншим фахівцям під час роботи з лазерною та діодною технікою (типу LED та SLED).

## ЛІТЕРАТУРА

1. Плюто І. В. Прибор для офтальмоскопии в инфракрасном свете. — Препринт ИМФ НАН Украины. — К., 1997. — № 9. — 5 с.
2. Плюто І. В. Инфракрасная транссклеральная офтальмоскопия: физические и технологические

аспекты метода / И. В. Плюто, А. П. Шпак. — К. : ИМФ НАНУ, 2005. — 44 с.

3. Новые возможности цифровой фото- и видеосъемки глазного дна в инфракрасном спектре / Н. В. Пасечникова, В. А. Науменко, А. Р. Король, О. С. Задорожний [и др.] // Офтальмологический журнал. — 2006. — № 3(II). — С. 85–90.

4. Plyuto I. Diagnostic possibility of registration of the eye fundus image with transscleral transmission in the case of diabetic retinopathy. — 7th Euretina Congress. Book of Abstracts / I. Plyuto, N. Pasyechnikova, N. Tyazhkaya et al. — Monte Carlo, 2007. — P. 91.

5. Энергетичні параметри безпеки при трансілюмінації біологічних наносистем ока / А. О. Запорожець, І. В. Плюто, О. Г. Замурняк, Н. П. Тяжка [и др.] // Наукоємні технології. — 2011. — №3–4. — С. 105–109.

6. Вдосконалення технології транссклерального просвічування для аналізу зображення очного дна / І. В. Плюто, А. П. Шпак, А. О. Запорожець, О. Г. Замурняк [и др.] // Наукоємні технології. — 2010. — №3–4. — С. 86–90.

7. 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.

8. 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.

Стаття надійшла до редакції 17.04.2012