

4. T. Farrel et al. Modeling of photosensitizer fluorescence emission and photobleaching for photodynamic therapy dosimetry // Appl. Opt. – 1998. – Vol. 37. – No. 31. – P. 7168-7183.
5. N.A. Denisov, S.M. Dets, I.V. Kravchenko. Contact fiber optic sensor for endoscopic laser-induced fluorescence analysis // Advances in Fluorescence Sensing Technology III, Richard B. Thompson; Ed., Proc. SPIE. – 1997. – Vol. 2980. – P. 479-486.
6. L. Quan and N. Ramanujam. Relationship between depth of a target in a turbid medium and fluorescence measured by variable-aperture method // Opt. Lett. – 2002. – Vol. 27(2). – P. 104-106.

**Дец С.М. Результаты расчета распространения излучения ремиссии флуоресценции в биоткани методом Монте-Карло.**

В работе приведено моделирование сферической облученности флуоресценции в биоткани для различной геометрии облучения контактными оптическими волокнами. Результаты моделирования показывают, что ослабление флуоресцентного сигнала вследствие поглощения в биоткани может быть в некоторой степени компенсировано выбором соответствующей конфигурации волоконно-оптических каналов облучения и сбора флуоресцентного сигнала.

**Dets S.M. Calculation results of the fluorescence remission light propagation in tissue with Monte Carlo simulation.**

Monte Carlo simulation of the spherical fluorescence tissue irradiation for various exciting contact fiber geometry has been considered. The simulation results display that fluorescence signal weakening in consequence of tissue absorption can be compensate to some extent with suitable configuration selection of exciting and receiving fiber optic channels.

*Надійшла до редакції  
21 червня 2006 року*

УДК 681.784

## МОДЕЛЬ ОПТИЧНОЇ СИСТЕМИ ОКА ДЛЯ ТЕСТУВАННЯ І СЕРТИФІКАЦІЇ ОФТАЛЬМОЛОГІЧНИХ АБЕРОМЕТРІВ

*Чиж І.Г., Афончина Н.Б., Шиша Т.О., Національний технічний університет України  
«Київський політехнічний інститут», м. Київ, Україна*

*Представлено результати огляду імітаторів оптичної системи ока людини. Запропонована модель ока, що дозволяє відтворювати коефіцієнти Церніке в діапазоні і модальному складі, який відповідає оку людини та призначена для тестування аберометрів*

### Вступ

Актуальною проблемою сучасного медичного приладобудування є створення прецизійних аберометрів, здатних забезпечити високі вимоги до точності та обсягу інформації про абераційний стан оптичної системи ока. Однією з нагальних задач є розробка абераторів – тест-моделей абераційної оптичної системи ока, які дозволяють тестувати аберометри на точність відтворення церніковських коефіцієнтів аберацій ока [1]. Це абсолютно необхідно здійснювати як під час виробництва вказаних приладів, а також в процесі їх використання в умовах клініки. Нажаль, на цей час в цьому напрямку ще не досягнуто тих результатів, які б могли задовольнити потреби як офтальмологів, так і виробників офталь-

мологічних aberометрів. Тому **метою** даної роботи є створення нового, більш досконалого aberатора, використання якого на практиці сприяло б суттєвому підвищенню якості та надійності оцінок точності aberометрії ока людини.

### **Постановка задачі.**

Aбератори повинні з високою точністю моделювати aberаційні властивості оптичної системи ока. Апаратна функція aberометра повинна при цьому достатньо точно відтворювати умови розповсюдження світла через оптичні середовища, в тому числі і умови відбиття світла від сітківки ока. Над вирішенням цієї задачі працюють практично всі розробники сучасних aberометрів [2-6]. Головними недоліками вже відомих aberаторів є обмеженість в них модального складу та величин окремих типів aberацій, що моделюються, недостатня точність відтворення мод вищих степеневих порядків, неадекватність оптики aberаторів оптиці ока. Проблемою є також технологічна складність виготовлення окремих типів aberаторів. В зв'язку з цим задачею даної роботи є детальний аналіз недоліків відомих типів aberаторів, і створення на цій основі нової системи aberатора, яка б була вільною від недоліків попередників.

### **Аналіз систем aberаторів для тестування офтальмологічних aberометрів**

В таблиці представлені основні типи aberаторів, відомі на цей час.

Першими були запропоновані моноблочні aberатори у вигляді лінзи з осьовою товщиною, що дорівнює задній фокусній відстані передньої сферичної або асферичної поверхні лінзи [2, 3]. Передня поверхня лінзи імітує поверхню рогівки, а задня – поверхню сітківки, тому вона є матованою. Основним недоліком такої тест-моделі є фіксованість конструктивних параметрів, що не дозволяє відтворювати весь спектр aberацій властивих оку за їх модальним складом, а також і за їх можливими величинами. До того ж матована поверхня не здійснює деполяризації лазерного випромінювання, що має місце на сітківці, і що потрібно для нормального функціонування рейтресингових офтальмологічних aberометрів.

Більш досконалою моделлю є система aberатора, в якій імітатор сітківки може бути виконаним із деполяризуючого матеріалу, до того ж він має можливість рухатися (обертатися) навколо осі для руйнування спеклової структури [4]. Повздовжнє переміщення такого імітатора дозволяє моделювати дефокус (міопію та гіперметропію ОС ока) в значному діапазоні величин.

Недоліком такого aberатора слід вважати відсутність можливості моделювання широкого спектру черніковських складових хвильової aberації ока та фіксованість величин складових aberацій вищих степеневих порядків і азимутальних частот, які утворюються спеціальною асферизацією його передньої оптичної поверхні. Механічне введення під час aberометрії додаткових лінз в систему цього aberатора сприяє порушенню умови попереднього центрування aberометра відносно ОС aberатора і потребує контролю та дій, які спрямовані на

підтримку точного центрування. Цей чинник ускладнює процедуру підготовки та проведення аберометрії і погіршує точність моделювання аберацій.

Наступний тип абераторів має 2 оптичних елемента – фокусуючу лінзу та фазову пластину [5]. Безабераційна лінза перетворює плоский фронт у сферичний, а фазова пластина – абераційно спотворює плоский чи сферичний світловий фронт. Перевагою таких абераторів є можливість імітування лише однієї визначеної церніковської моди та отримання фіксованої амплітуди цієї моди. Але суттєвими недоліками використання фазових пластин є похибки фотолітографічного моделювання аберацій, а також проблема точної оцінки цих спотворень, яке здійснюється головним чином інтерферометричними методами. До того ж виникають додаткові похибки моделювання аберацій внаслідок неточного поперечного та поздовжнього позиціонування фазових пластин в аберометрі через відсутність автоколімаційних точок їх поверхонь [1].

Оригінальним технічним рішенням є застосування в абераторах адаптивних дзеркал [6]. В таблиці наведена одна із схем абератора, яка використовує таке дзеркало.

Колімований на виході безабераційної лінзи пучок променів з діаметром в перетині, що дорівнює діаметру зіниці ока, потрапляє в телескопічний розширювач (телескоп Кеплера), на виході якого перпендикулярно осі розташовано адаптивне дзеркало. Форму дзеркала встановлюють за допомогою спеціальної комп'ютерної програми. Відбиті від дзеркала промені в зворотному напрямку проходять через телескопічну систему і, після відбиття від світлоподільника, прямують до аберометра. В зворотному напрямку хвильовий фронт є абераційно спотвореним.

Абератори такого типу дозволяють моделювати церніковські моди до п'ятого степеневого порядку із безперервною зміною амплітуд мод, які досягають одиниць та десятків мікрометрів. Це, безумовно, виділяє такий тип абератора серед інших в позитивному напрямку. Перш за все позитивним є можливість комбінування потрібних мод та плавне регулювання їх величин. Найбільшим недоліком є технічна складність такого пристрою, обмежена точність та відносно великі габарити.

Авторами пропонується метод та технічна реалізація методу, що позбавлені вад попередніх абераторів, але, водночас, мають їх переваги.

### **Розв'язання задачі**

Нами пропонується абератор, оптична система якого надана на рис. 1. Він складений з імітатора рогівки (лінза 1), імітатора кришталіка (лінза 2), імітатора оптичних середовищ передньої і задньої камер ока – порожнини між лінзами, заповнені водою, та з імітатора сітківки – поліетиленової плівки з відповідною товщиною і відповідним світловідбиттям, яка ще й деполяризує світло. Конструктивні параметри елементів абератора – радіуси оптичних поверхонь, осьові проміжки між лінзами, показники заломлень є такими, які мають місце у живому оці, або є максимально до них наближеними.



Така система дозволяє синтезувати аберації, характерні саме для ока людини, з наперед визначеною точністю та в достатньому для тестування аберометра діапазоні їх амплітуд.

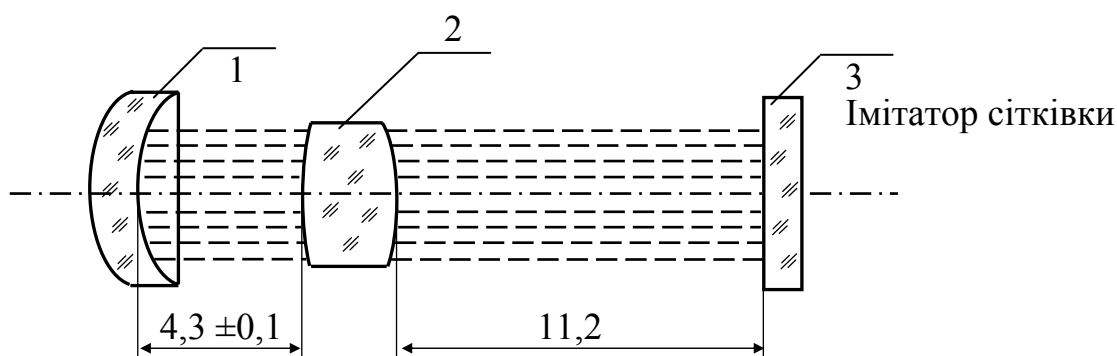


Рисунок 1 – Оптична схема імітатора ОС ока

Механізми імітатора дозволяють виконувати контрольовані поперечні лінійні та кутові переміщення імітатора кришталіка, а також змінювати осьове положення імітатора сітківки, в таких діапазонах: кутове переміщення імітатора кришталіка  $\pm 5^\circ$ , поперечне лінійне переміщення імітатора кришталіка  $\pm 3$  мм, осьове лінійне переміщення імітатора сітківки  $\pm 5$  мм. Цими переміщеннями забезпечується модальний склад аберацій ока за степеневими порядками, та за азимутальними частотами, що є адекватними абераційній оптичній системі живого ока. Методом чисельного рейтресінгу за допомогою комп'ютерних програм ZEMAX, ОПАЛ нами визначено діапазон величин коефіцієнтів при відповідних поліномах Церніке, які забезпечуються вказаними переміщеннями імітатора кришталіка відносно імітатора рогівки (рис. 2, 3).

### Висновки

Запропонований імітатор дає можливість відносно простими технічними засобами відтворювати саме той склад і величини аберацій, які спостерігаються в оці людини. Контрольоване поперечне і осьове переміщення імітатора кришталіка дозволяє відтворювати коефіцієнти Церніке з достатньо високою точністю завдяки точному виготовленню і складанню елементів імітатора та використанню точного розрахункового рейтресінгу моделі за допомогою комп'ютерних програм, таких як ZEMAX, ОПАЛ тощо.

Важливим напрямком подальшого удосконалення запропонованого імітатора слід вважати створення додаткового механізму руйнування спеклової структури світлової плями на імітаторі сітківки, аналогічного тремору ока.

### Література.

1. L. N. Thibos L.N., Applegate R. A., Schwiegerling J. T., Webb R. Standards for reporting the optical aberrations of eyes // OSA Trends in Optics and Photonics Series. – 2000. – Vol. 35. – P. 232–244.

2. PCT/US2002/039139. A61B 3/103 Model eye and aberrometer calibration method. / Altmann Griffith E. Prior Publication Data US WO/2003/049606, 11.12.2001. Publication Date 19.06.2003.
3. PCT/US2002/039421. A61B 3/103 (2006.01) Apparatus and the associated methods for calibrating a wavefront sensor / Martino Ronald J. Prior Publication Data US WO/2003/051190, 14.12.2001. Publication Date 26.06.2003.
4. Cheng X, Himebaugh NL, Kollbaum PS, Thibos LN, Bradley A. Validation of a clinical Shack-Hartmann aberrometer // TOptom Vis Sci.T 2003. Aug;80(8):587-595.
5. Rodriguez P., Navarro R, Arines J, Bara S. A new calibration set of phase plates for ocular aberrometers // J Refract Surg. 2006 Mar;22(3):275-284.
6. Галецкий С.О., Беляков А.И., Черезова Т.Ю., Кудряшов А.В. Создание модели человеческого глаза методами адаптивной оптики // Оптический журнал. – 2006. – Т. 73. - № 7, - С.79 - 82.

<p>Чиж И.Г., Афончина Н.Б., Шиша Т.О. <b>Модель оптической системы глаза для тестирования и сертифицирования офтальмологических aberrometers</b> Представлены результаты обзора имитаторов оптической системы глаза человека. Предлагается модель глаза, позволяющая воспроизводить коэффициенты Цернике в диапазоне и модальном составе, соответствующему глазу человека, которая предназначена для тестирования aberrometers.</p>	<p>Chyzh I.H., Afonchyna N.B., Shysha T.O. <b>Human eye test-lens for calibration and certification of ophthalmic aberrometers</b> A review of human eye test-lens is presented. An eye model is proposed which enables to evaluate Zernike coefficients in a range and with modes corresponding to a human eye. The model may be applied when testing aberrometers.</p>
---	--

Надійшла до редакції  
21 січня 2007 року

УДК 615.849.19

## ПРИЛАД «ПРОМІНЬ-12» ІНТЕГРОВАНОГО ВПЛИВУ НА РУБЦЕВІ УТВОРЕННЯ БІОЛОГІЧНИХ ТКАНИН

*Дастжерді А. Х. М., Ключко Т. Р., Скицюк В. І., Тимчик Г. С., Національний технічний  
університет України «Київський політехнічний інститут», м. Київ, Україна*

*В статті йдеться про метод та створений прилад лікування рубцевих структур, які  
утворюються внаслідок хірургічного або травматичного пошкодження поверхні шкіри*

### **Вступ. Постановка завдання**

Сучасна медична клінічна практика все частіше застосовує лазерні технології для лікування захворювань внутрішніх та зовнішніх органів людини. Незмінно нагальними є проблеми лікування або видалення рубцевих структур, які утворені в наслідок післяопераційних натягів, опіків, травм тощо. Для знищення рубцевих, патологічних утворень біологічної тканини є спроба [1, 2, 3] використання лазерних приладів, що побудовані на основі ербієвих, СО<sub>2</sub>- лазерів для комплексного впливу на приповерхневі шари шкіри на різній глибині. Отже є спроба оптимізації режимів абляції біологічної тканини та термічної дії для