

## Прилади і системи біомедичних технологій

### Література

1. Железнякова Т.А., Лисенкова А.М. Моделирование транскутанного введения лекарственных средств под воздействием низкоинтенсивного лазерного излучения // Квантовая электроника. Материалы 6-й Междунар. н.-т. конф., 14-17 ноября 2006 г., Минск, Беларусь. - С.170.
2. Флехнер В.М., Помазанський О.В., Вітик Д.П., Вітик В.Д., Маланчук Л.М., Ткачук В.І. Застосування лазерофорезу гепарину та вітаміну "Е" при лікуванні ран промежнини в післяпологовому періоді / Наукові записки з питань медицини, біології, хімії, аграрії та сучасних технологій навчання. Вип.1. - Ч. II. – К.: Тернопіль. – 1997. – С. 505.
3. Charlene W. Billings. The new technology of light. ISBN 964-318-1349-1. info@fatemi.ir.
4. Москвин С.В., Буйлин В.А. Основы лазерной терапии. – М.-Тверь: ООО Изд-во «Триада», 2006. - 256 с.
5. Дастжерди А.Х.М., Клочко Т.Р., Рассохин В.Ф. Физиотерапевтический метод комплексного воздействия на рубцовые ткани БТО // ВІСНИК НТУУ «КПІ». серія приладобудування. -2006. – ВІП. 32. – С. 140-147.
6. Дастжерди А.Х.М., Клочко Т.Р., Тимчик Г.С. Применение лазерного излучения для лечения рубцовых образований / Матер. міжнар. науково-практ. семінару «Актуальні питання технологічного менеджменту в галузі охорони здоров'я». – Луцьк. - 2006. – С.43-46.
7. Дастжерді А.Х.М., Клочко Т.Р., Скицюк В.І., Тимчик Г.С. Прилад «ПРОМІНЬ-12» інтегрованого впливу на рубцеві утворення біологічних тканин // ВІСНИК НТУУ «КПІ». серія приладобудування. -2007. – ВІП. 33. – С. 158-163.
8. Дастжерді А.Х.М., Клочко Т.Р., Скицюк В.І., Ткаченко С.М. Інтегрована фізіотерапевтична система / Інтегровані інформаційні технології та системи. Наук.-практ. конф. мол. учених та аспірантів. 29-31 жовтня 2007 року, Київ, Нац.авіац. ун-т. Зб. тез. – С. 106-107.

<p>Дастжерди А.Х.М., Клочко Т.Р., Ткаченко С.Н. <b>Метод комплексного лазерофореза при лечении рубцовых образований и открытых ран.</b> Изложены результаты экспериментальных исследований и методика комплексного лазерофореза для стимуляции регенерации поверхности кожи животных при открытых ранах</p>	<p>Dastjerdi A.H.M., Klotchko T., Tkachenko S. <b>Method of the complex laseroforesis at the treatment of the scar structure and open wounds.</b> At work state of results of the experimental researches and the methodic of complex laseroforesis for the stimulation of the regeneration of the surface of skin at the open wounds</p>
---	---

*Надійшла до редакції  
3 листопада 2007 року*

УДК 681.784

## ПОХИБКИ МОДЕЛЮВАННЯ АБЕРАЦІЙ ОКА ЛЮДИНИ

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

*Отримані дані про похибки функціонування пристрою, за допомогою якого перевіряється точність офтальмологічного аберометра. Обґрунтовані рекомендації для визначення допусків на конструктивні параметри оптичної системи аберометра*

### Вступ

У процесі виробництві прецизійних офтальмологічних аберометрів та при

вимірюваннях хвильової аберації ока людини обов'язковою є перевірка точності відтворення аберометром коефіцієнтів церніковських поліномів, що апроксимують хвильову аберацію. Для цього практикують тестування аберометрів на оці людини. Але таке тестування є некоректним з двох причин. По-перше, не існує інших методів і апаратних засобів, які б дозволяли попередньо, для порівняння результатів, виміряти хвильову аберацію ока людини з більшою точністю, ніж це здатні зробити аберометри, які тестуються. По-друге, живе око не може бути абераційним еталоном, що зберігає характер і величину хвильової аберації незмінними на протязі необмеженого часу. Тому в останній час велика увага розробників аберометрів сконцентрована на розробці фізичних еталонних абераційних моделей оптичної системи ока, так званих абераторів [1-3]. За їх допомогою можна виявляти похибки аберометрії та здійснювати їх корекцію чи урахування при вимірюваннях.

В роботі [3] показано, що існуючим на цей час вимогам до абераторів, в найбільшій мірі відповідає фізична модель оптичної системи ока, яка наближена за своєю конструкцією, конструктивними та оптичними параметрами до оптичної системи ока людини з властивими йому типами і величинами аберацій. Але впровадження цієї моделі до практичного застосування потребує підтвердження того, що при виконанні конкретних умов вона здатна забезпечувати потрібну для практики точність відтворення хвильової аберації та її церніковських складових. Тому **метою** даної роботи є визначення цих умов і обґрунтування їх коректності.

### **Постановка задачі**

Технологічні похибки абератора, а саме, відхилення від номінальних значень: а) параметрів геометричної форми оптичних поверхонь, б) товщин лінз та осьових відстаней між ними, в) показників заломлення оптичних середовищ, г) величин децентрувань та кутових нахилів оптичних поверхонь і лінз відносно номінальної оптичної осі, істотно обмежують точність відтворення церніковських складових функції хвильової аберації, які повинні бути еталонними. В зв'язку з цим головною задачею даної роботи є встановлення і аналіз впливу похибок конструктивних параметрів оптичної системи абератора на величини коефіцієнтів при церніковських поліномах. Це дозволить обґрунтовано визначити допустимі похибки конструктивних параметрів оптичної системи абератора.

### **Метод дослідження**

На рисунку представлені оптична схема (а) і конструкція (б) абератора, що досліджується. Рухомими елементами абератора є лінза, яка імітує кришталік, та імітатор сітківки. Осьове контрольоване переміщення імітатора сітківки уздовж оптичної осі дозволяє утворювати аберацію з назвою дефокус, яка в офтальмології зветься аметропією і викликає в оці так звані далекозорість або близькозорість. Сферична аберація в абераторі моделюється наявними сферични-

ми аберациями лінз аберактора – рогівки і кришталіка. Кутове, навколо осі ОУ, та лінійне, уздовж осі ОХ, переміщення кришталіка дозволяють отримувати аберации більш складного типу, а саме: первинні та вищі порядки астигматизму і коми, трейфойл, сфероастигматизм та інші, які є типовими для ока людини.

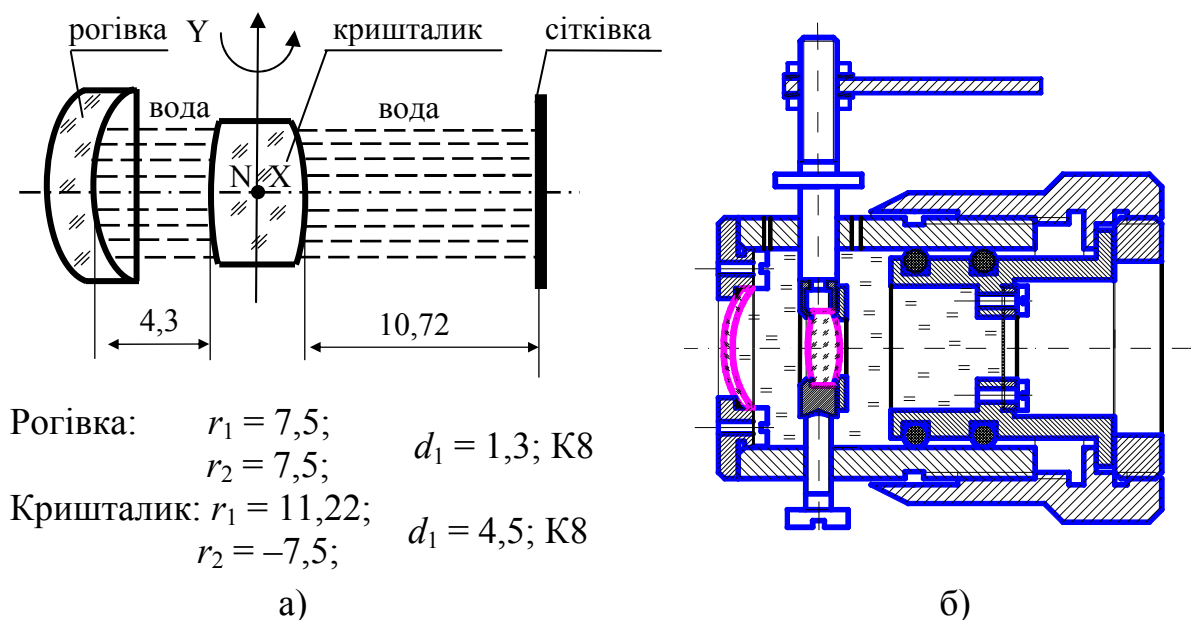


Рис. Оптична схема і конструкція аберактора

Всі вищезгадані аберации представлені окремими поліномами  $R_n^{|m|}(\rho)$  черніковського розкладу хвильової аберации  $W(\rho, \varphi)$  в знічних нормованих координатах  $(\rho, \varphi)$ :  $W(\rho, \varphi) = \sum_{n=0}^{\infty} \sum_{m=0}^{\infty} Z_n^m R_n^{|m|}(\rho) [C_n^m \cos(m\varphi) + C_n^{-m} \sin(m\varphi)]$ , де  $Z_n^m$  – нормовані коефіцієнти, [4]  $C_n^m, C_n^{-m}$  ( $n, m$  – цілі позитивні числа) – апроксимаційні коефіцієнти при косинусних та синусних складових відповідно, що характеризують тип і величини окремих типів абераций:  $C_2^0$  – дефокус,  $C_2^2, C_2^{-2}$  – первинний астигматизм,  $C_3^1, C_3^{-1}$  – первинну кому,  $C_4^0, C_4^0$  – сферичні аберации 3<sup>го</sup>, 5<sup>го</sup> степеневих порядків,  $C_3^3, C_3^{-3}$  – трейфойл,  $C_4^4, C_4^{-4}$  – сфероастигматизм. Аберактор повинен забезпечувати еталонні значення вказаних та інших коефіцієнтів. Порівняння значень цих коефіцієнтів, здобутих за результатами абераметрії аберактора, з їх еталонними значеннями дозволяє оцінювати похибки аберактора. Еталонні значення коефіцієнтів визначають із розрахунків методом чисельного рейтресингу оптичної системи аберактора, з використанням для цього комп'ютерних програм ОПАЛІ-РС, ZEMAX та аналогічних. Вихідними даними для цих розрахунків є номінальні значення конструктивних параметрів оптичної системи аберактора та величини лінійних і кутових переміщень кришталіка.

Фактичні значення коефіцієнтів  $C_n^m, C_n^{-m}$  аберактора можуть відрізнятися від розрахункових внаслідок технологічних похибок виготовлення оптичних матеріалів лінз, радіусів сферичних поверхонь лінз, товщин лінз, їх взаємного розташування. Ці похибки призводять до відхилень фактичних значень конструктивних параметрів оптичної системи аберактора від їх номінальних значень. Тому важливим є питання про те наскільки спотворюються коефіцієнти  $C_n^m, C_n^{-m}$  аберактора в тому чи іншому робочому стані кришталіка, якщо величини конструктивних параметрів знаходяться в межах відомих допусків.

Аналітичне вирішення цієї задачі є неможливим внаслідок а) надскладної залежності абераційних церніковських коефіцієнтів від значень конструктивних параметрів системи і б) математичної громіздкості алгоритму визначення величин цих коефіцієнтів методом найменших квадратів, з використанням якого за результатами чисельного чи фізичного рейтресингу аберактора здійснюється апроксимація функція хвильової аберації  $W(\rho, \varphi)$  поліномами Церніке. Тому для дослідження залежності величин коефіцієнтів  $C_n^m, C_n^{-m}$  від похибок конструктивних параметрів нами застосовано метод чисельного рейтресинга оптичної системи аберактора з використанням для цього ZEMAX – широко відомої серед фахівців-оптиків комп'ютерної програми аналізу параметрів і характеристик оптичних систем, в якій коректність математичних моделей та точність розрахунків є добре перевіреними на практиці.

Вказаний метод передбачає наступну послідовність дій:

1) в ZEMAX вводяться номінальні конструктивні параметри оптичної системи аберактора і обчислюються стандартні коефіцієнти поліномів Церніке згідно функції в пункті меню ZEMAX - Analysis->Calculations->Zernike Standard Coefficients;

2) послідовно, на відповідну величину змінюється кожний конструктивний параметр оптичної системи аберактора і для кожного її такого стану знову обчислюються вказані в п.1) коефіцієнти;

3) розраховується чутливість кожного із церніковських стандартних коефіцієнтів до зміни кожного конструктивного параметра, тобто знаходиться їх відхилення від номінальних значень та коефіцієнти впливу кожного конструктивного параметра на кожний церніковський коефіцієнт.

4) дії п. 1)...3) повторюються для кожного нового просторового положення кришталіка, при цьому номінальними вважаються церніковські коефіцієнти, які визначаються для нового положення кришталіка при номінальних значеннях конструктивних параметрів.

Приріст величин радіусів оптичних поверхонь роگیвки і кришталіка відповідав 3-м кільцям Ньютона при прикладанні пробного скла до оптичних поверхонь лінзи-роگیвки і лінзи кришталіка відповідно. Згідно [5] відхилення радіуса поверхні від номінального значення обчислювалися за формулою

$\Delta r = -\left(\frac{r-h}{h}\right)\frac{N\lambda}{2}$  для нижньої границі допуску і за формулою  $\Delta r = \frac{rN\lambda}{2h}$  для верхньої границі допуску, де  $r$  – номінальне значення радіуса сферичної поверхні,  $h = r - \sqrt{r^2 - 0.25D^2}$  – висота сегменту кулі з діаметром  $D$  зони контролю кількості кілець Ньютона  $N$ ,  $\lambda$  – довжина хвилі випромінювання, на якій здійснюється рейтресинг оптичної системи абератора. В такий спосіб знайдені допуски на радіуси рогівки  $r_1 = 7,5_{-0,0055}^{0,0064}$ ,  $r_2 = 7,5_{-0,0055}^{0,0064}$ , і кришталіка  $r_1 = 11,22_{-0,38}^{0,39}$ ,  $r_2 = -7,5_{-0,016}^{0,017}$ . Товщина лінзи-рогівки  $d_1$  змінювалася в межах  $1,3_{-0,1}^{0,1}$ , лінзи-кришталіка  $d_3 = 4,5_{-0,15}^{0,15}$ , відстань між рогівкою і кришталіком  $d_2 = 6,3_{-0,3}^{0,3}$ . Показники заломлення  $n_2, n_4$  оптичного скла марки К8, з якого виготовлялися лінзи рогівки і кришталіка відповідно, змінювалися в межах  $1,5168_{-0,00055}^{0,00055}$ , що згідно ГОСТ 3514-94 відповідають 3-й категорії граничного відхилення показників заломлення. Важливо, що існуюче на цей час оптичне виробництво забезпечує вказані допуски.

### **Обговорення результатів**

Розрахунки абсолютних значень відхилень церніковських коефіцієнтів, обумовлених відхиленнями конструктивних параметрів в межах вказаних допусків, представлені в таблиці. Числа мають розмірність [мкм]. Два значення відхилення коефіцієнту в одній комірці відповідають верхньому і нижньому допуску конструктивного параметра. Центрований, децентрований і нахилений кришталік в оптичній системі абератора забезпечує нижню та верхню границю діапазону варіацій величин церніковських коефіцієнтів відповідно. Тим самим утворюється діапазон варіацій величин церніковських коефіцієнтів, який є характерним для живого ока.

З приведеного в таблиці видно, що:

1) вплив похибок конструктивних параметрів оптичної системи абератора є найбільшим і достатньо суттєвим на апроксимаційні коефіцієнти первинних аберацій;

2) вказаний в п.1) вплив різко зменшується при збільшенні степеневого порядку (параметра  $n$ ) церніковських мод хвильової аберації;

3) більш жорсткіших допусків потребують радіуси задньої поверхні рогівки і радіуси двох поверхонь лінзи-кришталіка, а також показники заломлення оптичного скла, з яких виготовлені лінзи.

Розрахунки допусків на конструктивні параметри оптичних елементів абератора, виконані за звичайними методиками з використанням приведених в таблиці даних, показують, що технологічні можливості сучасного оптичного виробництва оптичного скла і оптичних поверхонь, цілком забезпечують отримання цих допусків.



## Висновки

1. Розроблено абератор, який завдяки структурі оптичної системи, що відтворює оптичні елементи і середовища ока людини, точному виготовленню і розташуванню оптичних елементів та через можливість точного контрольованого децентрування і нахилів лінзи-кришталіка забезпечує моделювання церніковських складових хвильової аберації ока в межах до 6-го степеневого порядку і в діапазоні величин, які властиві оку людини.

2. Використання запропонованої схеми та конструкції абератора для виробництва аберометрів, а також при їх експлуатації, сприятиме суттєвому підвищенню точності офтальмологічної аберометрії.

3. Наступним удосконаленням абератора слід вважати автоматизацію процедури прецизійного децентрування і переміщень кришталіка та імітатора сітківки.

## Література

1. 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.
2. Галецкий С.О., Беляков А.И., Черезова Т.Ю., Кудряшов А.В. Создание модели человеческого глаза методами адаптивной оптики. «Оптический журнал», Том 73, № 7, Июль, с.79 - 82. – 2006.
3. Чиж І.Г., Афончина Н.Б., Шиша Т.О. Модель оптичної системи ока для тестування і сертифікації офтальмологічних аберометрів // Вісник НТУУ «КПІ». Серія Приладобудування, 2007. – Вип.33. – С.153-158.
4. 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.
5. Мальцев М.Д. Расчет допусков на оптические детали. М.: Машиностроение, 1974. –С.167.

Чиж І.Г., Шиша Т.А. **Похибки моделювання аберацій ока людини.**

Получены данные об ошибках функционирования устройства, с помощью которого проверяется точность офтальмологического аберрометра. Обоснованы рекомендации для определения допусков на конструктивные параметры оптической системы аберрометра.

Chyzh I.H., Shysha T.O. **Human eye aberration modeling errors.**

Obtained data about functional errors of aberrator – a device for precision testing of ophthalmologic aberrometr. Justified the recommendations for design parameters of aberrator's optical system tolerance settings.

Надійшла до редакції  
30 жовтня 2007 року