

УДК 681.784

Т.О. Шиша, І.Г. Чиж

МОДЕЛЮВАННЯ АБЕРАЦІЙ ОПТИЧНОЇ СИСТЕМИ ОКА. Ч. 1. ОГЛЯД І ПОРІВНЯЛЬНИЙ АНАЛІЗ ФІЗИЧНИХ АБЕРАЦІЙНИХ МОДЕЛЕЙ ОКА**Вступ**

Поширення світлових хвиль в оптичних середовищах ока завжди супроводжується деформацією хвильового фронту. Ця деформація (хвильова аберация) визначає якість зображень на сітківці і гостроту зору [1].

Складові хвильової аберации, які впливають на гостроту зору, мають дуже малі величини – від одиниць до десятих і навіть сотих часток мікрметра. Для забезпечення високої точності вимірювання цих складових офтальмологічним аберометром здійснюють ряд заходів, в тому числі і тестування аберометра на наявність похибок, які існують у момент сеансу вимірювань аберации ока. Кінцева мета тестування – виявлення систематичних і випадкових складових похибки відтворення коефіцієнтів при поліномах Церніке, якими апроксимується функція хвильової аберации ока. Використання даних про ці похибки дає змогу забезпечити точніше функціонування апаратної частини аберометра та більш ефективно застосовувати математичну обробку результатів вимірювань для компенсації і зменшення похибок аберометрії.

Виявлення похибок аберометра здійснюється методом аберометрії аберацийних моделей оптичної системи ока або методом аберометрії живого ока, аберацийні параметри яких наперед відомі [2–5]. Але ці методи поки що не гарантують отримання достатньо точної інформації про похибки аберометра за кількома причинами. Так, більшість існуючих імітаторів аберацийної оптичної системи ока людини моделюють (за винятком дефокуса) лише фіксовані типи і величини абераций, що не дає можливості проводити дослідження похибок аберометра в повному діапазоні можливих величин та модального складу абераций ока людини без заміни на аберометрі однієї моделі ока на іншу. Око людини не може бути аберацийним еталоном, оскільки, по-перше, не існує інших методів та апаратних засобів, які б давали змогу для порівняння результатів вимірювати хвильову аберацию в оці людини з більшою точністю, ніж це

здатні здійснювати самі аберометри, які тестуються. Вони на теперішній час є найдосконалішими технічними пристроями, що виконують такі вимірювання. А по-друге, око не зберігає характер і величину хвильової аберации незмінними навіть протягом часу сеансу аберометрії, тим більше, протягом великих проміжків часу.

Через недостатню точність офтальмологічних аберометрів ще не досягнуто того стану в даній галузі вимірювальної техніки, який би дав можливість офтальмологам повністю бути впевненими в достовірності результатів об'єктивної аберометрії ока. Звісно, такий стан справ не може вважатися задовільним. Це стимулює створення досконаліших методів і технічних засобів для виявлення похибок офтальмологічної аберометричної апаратури.

Постановка задачі

Мета дослідження – створення нової аберацийної моделі ока, яка дасть можливість ефективніше виявляти і точніше оцінювати похибки офтальмологічних аберометрів.

Вихідні дані

Моделі оптичної системи ока, в яких умисно утворюються аберации – дефокус, астигматизм, кома тощо, назвемо абераторами за аналогією до тих пристроїв, які застосовуються в лазерній і астрономічній техніці для аберацийного втручання в світлові пучки. Призначення абераторів полягає в точному моделюванні необхідних типів і величин аберацийних спотворень світлового фронту, а також у відтворенні реальних умов проходження світловими хвилями оптичних середовищ ока із врахуванням особливостей розсіювання світла на сітківці. Перше – необхідне для виявлення похибок аберометра за допомогою порівняння його показань з точними значеннями аберацийних параметрів абератора, друге – для забезпечення умов функціонування аберометра. Так, створення ефекту деполаризації світла на імітаторі сітківки є необхідним для роботи тих аберометрів, в яких для усунення завад від полисків рогівки використовуються поляризаційні світлоподільники. До того ж, в абераторах мають забезпечуватися реальні світловтрати і умови виникнення типових завад, зокрема рефлексів світла від поверхонь рогівки та кришталика, що викликають похибки при реальній аберометрії ока. На жаль, ще й зараз нема абераторів,

які б повною мірою задовольняли всі викладені вище вимоги.

У зв'язку з наведеним основними задачами даної статті є: аналіз прототипів aberаторів для виявлення ступеня їх відповідності існуючим вимогам; розробка на основі результатів аналізу нової системи aberатора, вільної від недоліків прототипів; виявлення здатності нового aberатора моделювати aberаційні моди хвильової aberації за типами і величинами, які є адекватними aberаціям ока людини.

Порівняльний аналіз aberаторів, які використовуються для виявлення похибок офтальмологічних aberометрів

З практичного досвіду виробництва і експлуатації офтальмологічних aberометрів встановлено, що aberатори мають забезпечувати:

1) відтворення всіх типів церніковських aberаційних мод у діапазоні від 1-го до 6-го степеневих порядку ($n = 1, \dots, 6$ та $m = 1, \dots, 6$), хоч на параметри якості зору впливають фактично моди від 2-го до 4-го степеневих порядку включно;

2) можливість формувати склад aberаційних мод, який є характерним для оптичної системи ока;

3) безперервну зміну хвильової aberації через зміну амплітуд aberаційних мод у заданих діапазонах їх величин;

4) можливість здійснювати aberометрію з використанням як прямого, так і зворотного проходження променя від aberометра через систему aberатора;

5) регулювання світловтрат в aberаторі для відтворення реальних енергетичних умов aberометрії ока людини;

6) деполяризацію на імітаторі сітківки поляризованого когерентного випромінювання, що використовується для роботи aberометра;

7) відтворення умов виникнення полисків на оптичних поверхнях aberатора, аналогічне тим, які виникають на оптичних поверхнях ока людини;

8) руйнування спеклів, які виникають на імітаторі сітківки при використанні в aberометрі лазерного когерентного випромінювання;

9) мінімально можливий вплив технологічних похибок виготовлення оптичних елементів aberатора на точність відтвореної ним хвильової aberації.

Відомі на сьогодні aberатори наведено в таблиці. В першій горизонтальній графі зображено aberатор, який застосовувався на ранніх

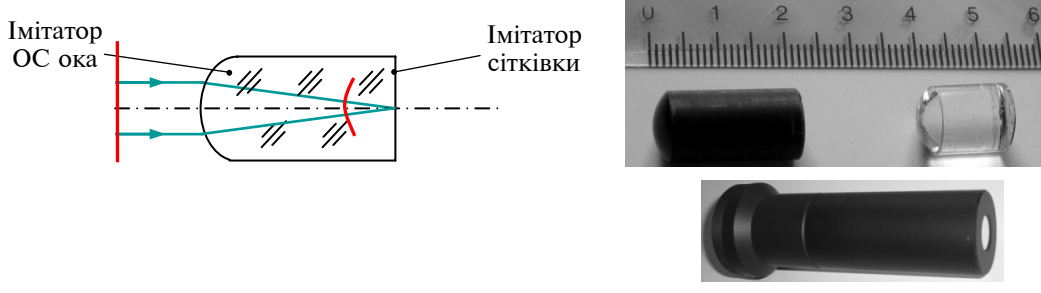
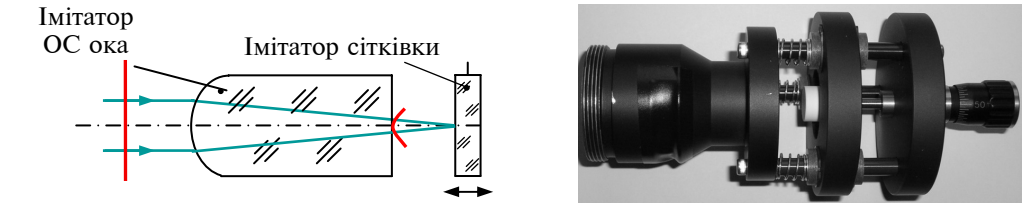
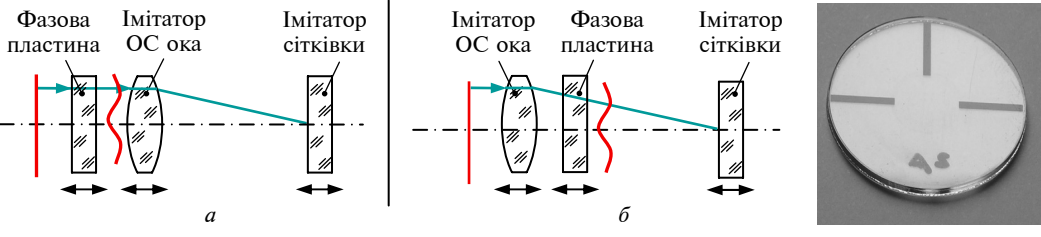
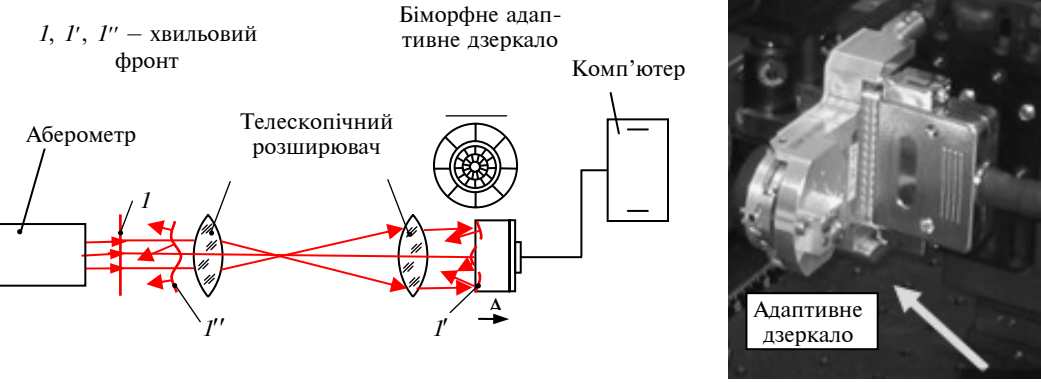
етапах розвитку офтальмологічної aberометрії. Фактично він є фізичною моделлю редукованого ока. Aberатор утворено лінзою з осьовою товщиною, яка дорівнює задній фокусній відстані передньої сферичної або асферичної поверхні лінзи. При цьому передня поверхня лінзи імітує поверхню рогівки, а задня – поверхню сітківки. Задня поверхня має шорсткість, потрібну для дифузного розсіювання світла у зворотному напрямку, як це відбувається на сітківці живого ока. Перевагами aberатора такого типу є конструктивна і технологічна простота. Моноблочна конструкція сприяє надійному підтриманню його механічної стабільності. Але ці переваги супроводжуються й деякими недоліками. Так, система, в якій лише одна заломлююча сферична поверхня, генерує хвильову aberацію, що складається з обмеженої кількості мод – дефокуса та мод сферичної aberації кількох степеневих порядків. До того ж, моди степеневих порядків сферичної aberації мають фіксовані амплітуди, а при степеневому порядку, вище четвертого, вони є мізерними. Матова поверхня, яка імітує сітківку, практично не деполяризує поляризоване лазерне випромінювання aberатора, сприяє утворенню спеклів та заважає регулюванню коефіцієнта світловтрат.

Більш досконалою є система aberатора (див. другу горизонтальну графу таблиці), де імітатор сітківки є окремим елементом. Тут виготовляється імітатор сітківки з матеріалу, який дифузно розсіює і деполяризує лазерне випромінювання. Для цього також використовується поглинаючий матеріал з потрібним коефіцієнтом відбиття. Така конструкція дає можливість переміщувати імітатор сітківки вздовж оптичної осі, що дозволяє плавно змінювати aberаційну моду дефокус у потрібному діапазоні її величини. Обертання імітатора у фокальній площині лінзи aberатора або його коливання в тій же площині сприяє руйнуванню спеклової структури у світловій плямі на імітаторі сітківки.

Однак слід зауважити, що в даного aberатора, як і в попереднього, генеруються лише дефокус і моди сферичної aberації. Створити моди астигматизму в ньому можна тільки спеціальним спотворенням заломлювальної сферичної поверхні в процесі її виготовлення, наприклад наданням їй циліндричної форми. При цьому амплітуди таких мод можуть мати лише фіксовані величини.

У третій горизонтальній графі таблиці наведено систему aberатора з двома оптичними еле-

Таблиця. Аберацийні моделі ока для тестування абераметрів

Аберацийна модель	Оптичні схеми (ОС) моделей і зображення їх елементів
Моноблочна лінза [2, 3]	 <p>Імітатор ОС ока</p> <p>Імітатор сітківки</p>
Лінзова модель з окремим імітатором сітківки [4]	 <p>Імітатор ОС ока</p> <p>Імітатор сітківки</p>
Лінзова модель з фазовими пластинками [5]	 <p>Фазова пластина</p> <p>Імітатор ОС ока</p> <p>Імітатор сітківки</p> <p>а</p> <p>б</p>
Адаптивне дзеркало [6]	 <p>I, I', I'' – хвильовий фронт</p> <p>Біморфне адаптивне дзеркало</p> <p>Комп'ютер</p> <p>Аберометр</p> <p>Телескопічний розширювач</p> <p>Адаптивне дзеркало</p>

ментами – фазовою пластинкою і фокуруючою лінзою. Фазова пластина спотворює плоский чи сферичний світловий фронт, утворюючи потрібну аберацийну моду, а лінза, за умови відповідної асферизації її передньої поверхні, перетворює плоский фронт в ідеально сферичний. Наявність фазової пластини, яка здатна

генерувати окремі церніковські моди потрібно-го степеневого порядку і типу, є безсумнівною перевагою такого аберактора. Використовуючи набір фазових пластин, можна отримувати спектр церніковських мод, що відповідає певному аберацийному стану оптичної системи ока. Але аберацийні моди такого аберактора мо-

жуть мати лише фіксовані амплітуди. На них впливає ступінчатий характер фазової поверхні. Фазовим пластинам властиві похибки, які виникають через похибки виготовлення фотошаблону, похибки експонування і проявлення шару фоторезисту внаслідок нелінійності фотохімічних процесів, розсіювання світла у фоторезисті, інтерференції світлових хвиль, відбитих від поверхонь пластини, на якій наноситься фоторезист, а також похибки інтерферометричного контролю параметрів двовимірного фазового профілю.

Використання набору фазових пластин потребує обов'язкового врахування дії проміжку між поверхнями, що несуть фазовий профіль, і впливу на хвильовий фронт оптичної неоднорідності та дефектів поверхонь пластин, на яких формується діелектричний фазовий шар.

До недоліків абератора на фазових пластинах слід віднести істотну відмінність його оптичної системи від оптичної системи ока людини. Плоскопаралельна пластина, яка несе на собі фазовий профіль, утворює полиски, не властиві оптичній системі ока. Щоб уникнути їх, фазові пластини необхідно нахилити до оптичної осі. Але при цьому порушується осьова симетрія і з'являються додаткові невраховані спотворення хвильового фронту.

Наступну, оригінальну, систему абератора зображено в нижній горизонтальній графі таблиці. Елементом, який генерує хвильову аберацию, є адаптивне дзеркало з формою поверхні, регульованої за допомогою комп'ютера. Відбитий від дзеркала деформований хвильовий фронт через телескопічну систему надходить в аберометр, що тестується. Принциповою перевагою такого абератора над попередніми є те, що він дає можливість генерувати аберацийні моди нижчих і вищих степеневих порядків з безперервним регулюванням амплітуд цих мод у необхідному діапазоні величин. При цьому можна моделювати будь-яку комбінацію мод, характерну для оптичної системи ока людини. Однак істотними недоліками такого абератора є висока складність його технічної реалізації, обмежені можливості щодо моделювання аберацийних мод вищих степеневих порядків з високою частотою осциляції за кутовою полярною координатою та великі габарити. Ми ж пропонуємо систему абератора (рис. 1) [7], яка має переваги прототипів і реалізується більш простими технічними засобами.

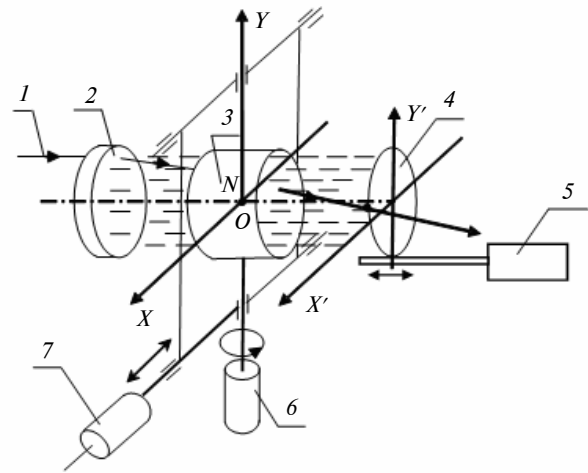


Рис. 1. Функціональна схема абератора: 1 – промінь трасування оптичної системи абератора; 2 – лінза-імітатор рогики; 3 – лінза-імітатор кришталіка; 4 – імітатор сітківки; 5 – привід переміщення імітатора сітківки вздовж оптичної осі; 6 – привід обертання лінзи 3 навколо осі OY ; N – передня вузлова точка лінзи 3; 7 – привід переміщення (децентрування) лінзи 3 вздовж осі OX

Оптична система абератора є подібною до оптичної системи ока, тобто має два оптичних елементи: лінзу-імітатор рогики та лінзу-імітатор кришталіка. Конструктивні параметри оптичної системи абератора, показаної на рис. 1, такі: $r_1 = 7,5$, $d_1 = 1,3$ (повітря К8); $r_2 = 7,5$, $d_2 = 4,3$ (вода); $r_3 = 11,22$, $d_3 = 4,5$ (повітря К8); $r_4 = -7,5$ (вода). Але вони не є єдино можливими, що впливає з таких міркувань. По-перше, конструктивні параметри оптичної системи абератора повинні бути якомога наближеними до параметрів оптичної системи середньостатистичного ока, по-друге, кількість інструментів, які використовуються при виготовленні лінз абератора, повинна бути меншою. Три оптичні поверхні з чотирьох мають однаковий радіус. Це зменшує витрати на виробництво лінз і сприяє більш точному їх виготовленню.

Рідина, яка заповнює простір між лінзами та імітатором сітківки, має показник заломлення і дисперсію, подібну до оптичних середовищ ока. Аберация в абераторі утворюються, як і в оці людини, через дефокусування площини зображення об'єктів, сформованого лінзами абератора, відносно поверхні імітатора сітківки та через децентрування і поворот лінзи-кришталіка відносно лінзи-рогики. Для цього імітатор сітківки має приводи його позовжнього пересування, а імітатор кришталіка

встановлюється на рухомій основі з приводами, які дають можливість контролювано децентрувати і розвертати його відносно осі, перпендикулярної до оптичної осі імітатора рогівки.

Регулювання світловтрат і деполяризація світла в абераторі забезпечується вибором матеріалу плівки, що імітує сітківку. Так, наприклад, поліетиленова плівка здатна деполяризувати світло видимого діапазону, а її властивість поглинати світло залежно від її кольору дає можливість досягати потрібного коефіцієнта відбиття, характерного для сітківки ока людини.

Умови виникнення ідентичних до ока полісків від поверхонь, що розділяють оптичні середовища абератора, забезпечуються наближенням конструктивних параметрів оптичної системи абератора до конструктивних параметрів оптичної системи ока людини, тобто формою лінз абератора, їх взаємним розташуванням та коефіцієнтами заломлення оптичних середовищ.

Руйнування спеклів – випадкової інтерференції розсіяних на імітаторі сітківки когерентних світлових хвиль – може бути здійснено за допомогою обертання плівки навколо осі, перпендикулярній до площини плівки, або коливаннями плівки в тій самій площині.

Аналіз функціональних можливостей запропонованого абератора

Відомо, що математичне моделювання абераційних спотворень хвильового фронту як в штучних оптичних системах, так і в оптичній системі ока людини, здійснюється за допомогою розкладу функції хвильової аберації в ряд за поліномами Церніке (детальнішу інформацію про цей розклад викладено далі). Кожен член цього ряду являє собою окрему абераційну моду. Абераційні моди існують фізично. Так, моди першого степеневих порядку – це первинна дисторсія (абераційне переміщення точки фокусування в площині сітківки). Модами другого степеневих порядку є аберація-дефокус (в офтальмології він має назву аметропія з її двома станами – далекозорістю і короткозорістю) та аберація-астигматизм. Існують також й інші моди більш високого степеневих порядку – аберація-кома, сферична аберація, аберація-трифойл тощо. В окремих випадках офтальмологи діагностують вади зору із врахуванням абераційних мод вищих степеневих порядків, включаючи й моди з третього–шостого степеневих порядку.

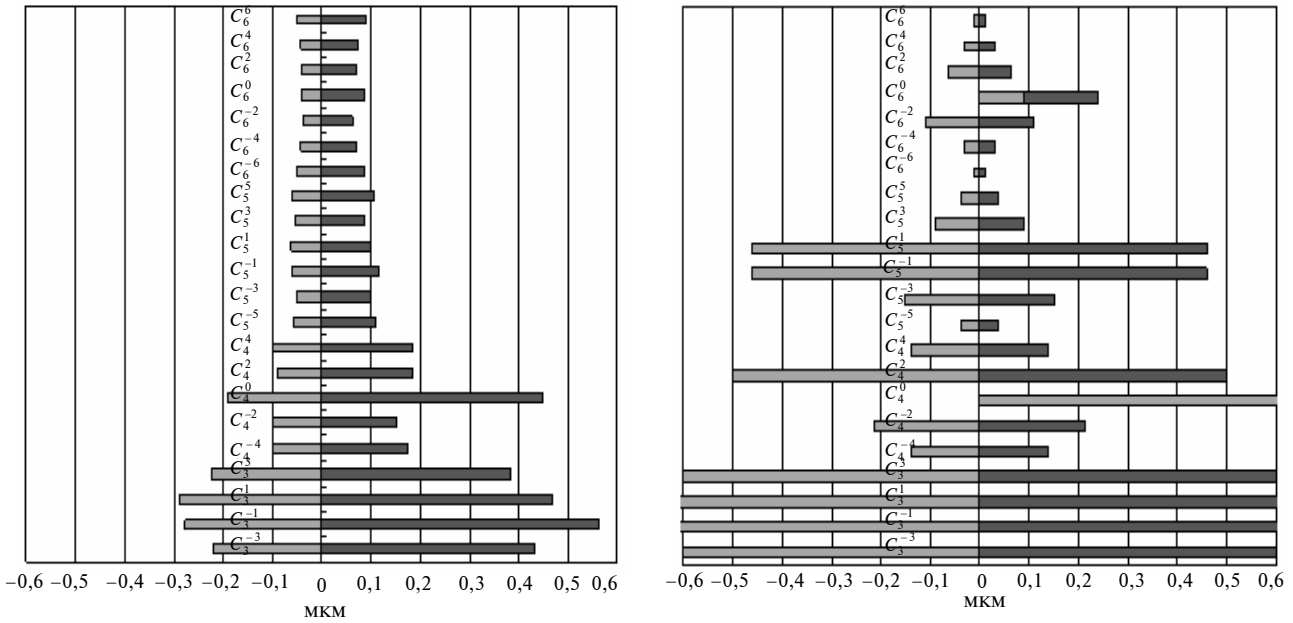
Моди першого степеневих порядку фактично не впливають на зір людини, оскільки їх дія компенсується відповідним рефлекторним поворотом ока в орбіті, тому інформація про них не має практичної цінності. Велику увагу офтальмологів привертають аберації другого степеневих порядку. Вони (дефокус і астигматизм) найістотніше впливають на якість функціонування зорового органу людини. Моди вищих – третього та інших степеневих порядків – менше впливають на вади зору, що є наслідком існуючої закономірності до зменшення амплітуд абераційних мод із зростанням їх степеневих порядку. Вони погіршують гостроту зору – але тим менше, чим більшим є степеневий порядок моди. Реально на гостроту зору впливають абераційні моди до четвертого степеневих порядку включно. Проте науковий інтерес офтальмологів іноді поширюється й на моди п'ятого і шостого степеневих порядку.

Створені останнім часом офтальмологічні аберометри дають можливість вимірювати амплітуди абераційних мод до шостого степеневих порядку, а тому велике практичне значення має точність вимірювання вказаних амплітуд. У зв'язку з цим виникає питання про можливості запропонованого абератора щодо моделювання ним хвильової аберації з модальним складом та в діапазонах амплітуд мод, властивих оку людини.

Інформація про модальний спектр хвильової аберації ока вже існує і викладена в ряді публікацій [8, 9]. На рис. 2, а показані узагальнені діаграми діапазонів нормованих за [10] амплітуд абераційних мод, які властиві оку людини. Ці діапазони амплітуд визначені в зоні зіниці діаметром 6 мм. На рис. 2, а зображено абераційний стан очей кількох тисяч пацієнтів всіх вікових категорій, які мають як нормальний, так і патологічний зір.

Діапазони модельованих абератором амплітуд абераційних мод показані у вигляді діаграм на рис. 2, б. Вони знайдені за конструктивними параметрами (див. рис. 1) розрахунковим рейтресингом з використанням відомої комп'ютерної програми аналізу оптичних систем ZEMAX. Амплітуди мод розраховані для довжини хвилі $\lambda = 0,65$ мкм у зоні зіниці діаметром 6 мм при переміщенні імітатора сітківки вздовж оптичної осі в діапазоні $\pm 2,3$ мм та при децентруванні лінзи-імітатора кришталіка вздовж горизонтальної осі OX в діапазоні ± 2 мм, а також при поворотах кришталіка навколо вертикальної осі OY в діапазоні $\pm 10^\circ$.

Вищі степеневі порядки



Нижчі степеневі порядки

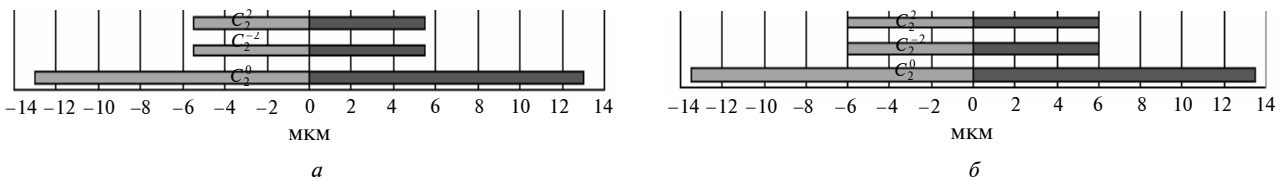


Рис. 2. Діаграми діапазонів амплітуд абераційних мод хвильової аберації: *a* – ока людини; *б* – аберактора (див. рис. 1)

У випадку, коли осі *OX* аберактора та аберометра є суміщеними, аберактор моделює лише “косинусні” абераційні моди (з додатними значеннями числа *m*). Для відтворення “синусних” абераційних мод (з від’ємними значеннями числа *m*) аберактор треба встановлювати з поворотом навколо оптичної осі аберометра. Так, при повороті на кути 45°, 30°, 22,5°, 18°, 15° досягаються максимально можливі величини “синусних” абераційних мод C_2^{-2} , C_3^{-3} , C_4^{-4} , C_5^{-5} , C_6^{-6} аберактора, відповідно.

Важливо відзначити, що при встановленні імітатора сітківки в положення, при якому амплітуда моди дефокуса $C_2^0 = 0$, а лінза-кришталік є співвісною з лінзою-рогівкою, аберактор має лише сферичну аберацію, амплітуди мод якої C_4^0 , C_6^0 вказані вище в тексті та на діаграмі рис. 2, *б*. При таких положеннях лінзи-кришталіка та імітатора сітківки всі інші моди – відсутні, тобто мають нульові амплітуди.

Наведене на рис. 2 потребує додаткових коментарів:

- 1) моди другого степеневих порядку без особливих труднощів моделюються аберактором у потрібних діапазонах амплітуд згідно з рис. 2, *а*;
- 2) діапазони амплітуд мод третього степеневих порядку C_3^1 , C_3^{-1} аберації-кома та C_3^3 , C_3^{-3} аберації-трефойл з великим запасом перевищують діапазони, вказані на рис. 2, *а*, те ж саме стосується амплітуд мод вищого порядку C_5^1 , C_5^{-1} та амплітуд мод вторинного астигматизму – C_4^2 , C_4^{-2} ;
- 3) абераційна мода сферичної аберації має майже незмінну амплітуду в діапазоні 0,9–1,0 мкм, що перевищує сферичну аберацію середньостатистичного ока (рис. 2, *а*);
- 4) амплітуди деяких абераційних мод п’ятого та шостого степеневих порядків є меншими, ніж на діаграмах рис. 2, *а*, а діапазони амплітуд мод 5-го та 6-го степеневих порядків на

рис. 2, а є завишеними з огляду на те, що вони мають дуже малі величини і вимірюються аберометрами з набагато більшими відносними похибками, ніж моди нижчих степеневих порядків.

Таким чином, з порівняння діаграм на рис. 2, а та рис. 2, б можна зробити висновок про те, що абератор, зображений на рис. 1, дає можливість моделювати аберацийні моди, властиві оку людини як за модальним складом, так і за діапазонами їх амплітуд. Важливе практичне значення має також і той факт, що амплітуди аберацийних мод, відтворені аератором, лінійно залежні від переміщень імітатора сітківки та децентрування і кутового повороту лінзи-кришталіка [11].

Висновки

Порівняльний аналіз фізичних аберацийних моделей оптичної системи ока людини по-

казав, що існуючі на цей час моделі не відповідають повною мірою вимогам сучасної офтальмологічної аберометрії.

Запропонована дволінзова аберацийна модель оптичної системи ока завдяки своїм конструктивним і аберацийним властивостям здатна відтворювати хвильову аберацию ока людини в діапазонах амплітуд і в модальному складі, ідентичну до аберацийних спотворень в оці людини.

Застосування запропонованої моделі при юстуванні офтальмологічних аберометрів у процесі їх виробництва та при тестуванні похибок аберометрів при їх експлуатації сприятиме істотному підвищенню якості і точності аберометричних вимірювань на оці.

Подальше вдосконалення запропонованої аберацийної моделі потребує детального вивчення факторів, які впливають на точність відтворення нею хвильової аберации.

Т.А. Шиша, И.Г. Чиж

МОДЕЛИРОВАНИЕ АБЕРРАЦИЙ ОПТИЧЕСКОЙ СИСТЕМЫ ГЛАЗА. Ч. 1. ОБЗОР И СРАВНИТЕЛЬНЫЙ АНАЛИЗ ФИЗИЧЕСКИХ АБЕРРАЦИОННЫХ МОДЕЛЕЙ ГЛАЗА

Сделан обзор и сравнительный анализ физических абберационных моделей глаза. Предложена двухлинзовая модель, свободная от недостатков прототипов. Расчетами волновой абберации подтверждена способность предложенной модели моделировать волновую абберацию, идентичную глазу человека.

T.O. Shysha, I.G. Chyzh

SIMULATION OF ABERRATIONS OF THE OPTICAL SYSTEM OF THE HUMAN EYE. PART 1. REVIEW AND COMPARATIVE ANALYSIS OF PHYSICAL EYE MODELS WITH ABERRATIONS

In this paper, we review and make a comparative analysis of physical eye models with aberrations. We propose a doublet lens model, free of prototypes' drawbacks. By computation of the wave aberration values, we prove the ability of the proposed model to simulate the wave aberrations, identical to those in the human eye.

1. Чиж І.Г. Визначення просторової роздільної здатності і глибини фокусної області оптичної системи ока через радіуси других гауссових моментів від функції розсіювання точки // Наукові вісті НТУУ "КПІ". – 2005. – № 1. – С. 77–88.
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 N.L., Kollbaum P.S., Thibos L.N., Bradley A. Validation of a clinical Shack-Hartmann aberrometer // Optom. Vis. Sci. – 2003. – 80, N 8. – P. 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. – 22, N 3. – P. 275–284.
6. Галецький С.О., Беляков А.И., Черезова Т.Ю., Кудряшов А.В. Создание модели человеческого глаза методами адаптивной оптики // Опт. журн. – 2006. – 73, № 7. – С. 79–82.
7. Патент № 27813 на корисну модель, Україна, МПК (2006) А61В 3/00. Абератор оптичної системи ока для

- тестування офтальмологічних аберометрів / Чиж І.Г., Шиша Т.О.; Заявл. 27.07.2007; Опубл. 12.11.2007, Бюл. № 18.
8. *Salmon T.S., Corina van de Pol.* Normal-eye Zernike coefficients and root-mean-square wavefront errors // *J. Cataract Refract. Surg.* – 2006. – **32**. – P. 2064–2074.
 9. *Шиша Т.О., Чиж І.Г.* Параметри хвильової аберации ока людини за результатами клінічних досліджень // *Вісн. НТУУ “КПІ”. Сер. Приладобудування.* – 2008. – Вип. 36. – С. 150–156.
 10. *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. – **35**. – P. 232–244.
 11. *Шиша Т.А., Чиж І.Г.* Моделирование волновых абераций глаза на основе данных клинических исследований // Сб. науч. тр. 3-го Междунар. радиоэлектронного форума “Прикладная радиоэлектроника. Состояние и перспективы развития” МРФ 2008, Харьков, АНПРЭ, ХНУРЭ. – 2008. – Том IV. – С. 188–191.

Рекомендована Радою
приладобудівного факультету
НТУУ “КПІ”

Надійшла до редакції
22 июня 2009 року