

DOI: 10.20535/1810-0546.2018.2.123969
УДК 617.741-077.21

І.Г. Чиж*, К.С. Хрієнко
КПІ ім. Ігоря Сікорського, Київ, Україна

МЕТОД ІНТРАОПЕРАЦІЙНОЇ РЕФРАКТОМЕТРІЇ АФАКІЧНОГО ОКА

Проблематика. Коректне визначення оптичної сили інтраокулярної лінзи, що імплантується в око при лікуванні катаракти, для досягнення запланованої післяопераційної рефракції ока.

Мета дослідження. Підвищення точності відтворення запланованої післяопераційної рефракції ока при лікуванні катаракти імплантацією штучного кришталіка без використання передопераційної біометрії ока.

Методика реалізації. Пропонується метод інтраопераційної рефрактометрії афакічного ока, заснований на тривимірній мікрофотометрії “повітряного” зображення освітленої мікрозони макулярної зони сітківки. Об’єктивне визначення параметрів рефракції пропонується здійснювати за допомогою залежних від оптичної сили віртуальної контактної лінзи середньоквадратичних значень радіусів полярного, осьових та відцентрових моментів, визначених у функції розподілу освітленості у перетинах “повітряного” зображення освітленої мікрозони на макулі. Аметропія визначається за мінімумом середньоквадратичного значення радіуса полярного моменту, параметри астигматизму – через радіуси осьових і відцентрового моментів.

Результати дослідження. Розроблено математичне й апаратне забезпечення методу інтраопераційної рефрактометрії афакічного ока для визначення оптичної сили інтраокулярної лінзи. Наведено функціональну схему апаратного засобу і формули розрахунків параметрів аметропії та астигматизму афакічного ока на основі даних, отриманих за допомогою вказаного апаратного засобу.

Висновки. Метод інтраопераційної рефрактометрії, запропонований у роботі, є малочутливим до оптичних завад, зумовлених оптичною неоднорідністю ока, і дає змогу проводити розрахунки в реальному часі, уникаючи використання традиційних апаратних засобів передопераційної біометрії ока та застосування існуючих формул для передопераційних розрахунків оптичної сили інтраокулярної лінзи. Апаратна реалізація методу дає можливість суб’єктивно визначити оптичну силу віртуальної інтраокулярної лінзи за участю пацієнта з урахуванням планової післяопераційної рефракції ока.

Ключові слова: інтраопераційна рефрактометрія ока; тривимірна мікрофотометрія; “повітряне” зображення мікрозони сітківки.

Вступ

Катаракта (помутніння кришталіка) – надзвичайно поширена вікова патологія зорового органа людини. За статистичними даними, в середньому у всьому світі на катаракту страждає більше 70 % населення у віці понад 72 роки та близько 20 % у віці 40–60 років [1]. В Україні середня кількість хворих на катаракту досягає 1,5 % кількості населення, а питома вага катаракти серед причин інвалідності по зору становить до 16 %.

Поки що єдиним ефективним методом лікування катаракти є хірургічний з видаленням помутнілого кришталіка технологією факоемульсифікації та заміною його на штучну інтраокулярну лінзу (ІОЛ) [2, 3]. У світі щорічно проводиться більше 20 мільйонів подібних операцій.

Імплантована ІОЛ забезпечує безперешкодне поширення світла від рогівки до сітківки, але при цьому око втрачає функцію акомодатції на об’єкти, що знаходяться на різних відстанях. Тому пацієнти замовляють саме таку післяопе-

раційну рефракцію, яка дає можливість оку, не озброєному додатковими лінзами, чітко бачити об’єкти на відстані від ока до п’яти і більше метрів або на коротких дистанціях до 250–300 мм, які мають місце при читанні та при роботі з комп’ютером, мобільним телефоном, планшетом тощо. Проте персоніфіковане встановлення потрібного значення оптичної сили ІОЛ P з урахуванням вимоги пацієнта щодо післяопераційної рефракції ока (очей) є доволі складною задачею. Для її розв’язання протягом останніх 50 років створювалися і вдосконалювалися математичні формули й алгоритми розрахунку значень P на основі даних передопераційної біометрії ока пацієнта. Нині вже налічують чотири покоління таких формул, починаючи від теоретичної формули С.М. Федорова (1967 р.), регресійних формул SRK II, SRK/T і закінчуючи сучасними формулами Holladay II та алгоритмом Haigis, які враховують навіть конструктивні властивості окремих моделей ІОЛ [1].

Для отримання даних про геометричні параметри ока (кривизну поверхні рогівки, гли-

* corresponding author: i.g.chizh@gmail.com

бину передньої камери, осьову дожину ока, осьову товщину природного кришталика) протягом усього вказаного вище періоду часу створювалася складна прецизійна біометрична апаратура [2]. Проте ні використання в клінічній практиці досконалої вимірювальної апаратури, ні складні алгоритми розрахунку значень P так і не забезпечили 100 %-ного позитивного результату імплантації ІОЛ. Так, фактична похибка в межах $\pm 0,5$ дптр відносно планової післяопераційної рефракції ока пацієнта й досі вважається успіхом, хоча, як відомо, похибка окулярної корекції аметропії більше $\pm 0,25$ дптр є недопустимою. Нерідко похибки післяопераційної рефракції ока досягають однієї діоптрії і більше, а іноді становлять до трьох діоптрій, що змушує пацієнта після операції користуватися однією чи кількома парами окулярів [1]. І це за досить високої ціни імплантації ІОЛ. Виправлення таких похибок повторною імплантацією іншої ІОЛ є дуже небажаним і навіть неможливим.

Отже, можна констатувати, що існуюча технологія передопераційного визначення потрібної оптичної сили ІОЛ ще не забезпечує бажаного результату. Тому проблема подальшого вдосконалення методів і апаратних засобів для точного розрахунку потрібного значення P ІОЛ не втратила актуальності, а її вирішення має важливе практичне значення.

Постановка задачі

Аналіз причин, які призводять до похибок післяопераційної рефракції ока, показує, що існує декілька діючих факторів: обмежена фактична точність передопераційних біометричних вимірювань, обмежені можливості передопе-

раційного прогнозування точного розміщення ІОЛ в оці пацієнта після її імплантації, методичні похибки самих формул розрахунків P ІОЛ на основі передопераційних біометричних даних, зміни геометричних параметрів ока після видалення кришталика та заповнення передньої камери і кришталикового міхура рідиною для підтримки потрібного тиску в оці. Останнє може призводити до істотних розбіжностей між значеннями геометричних параметрів ока, вимірними перед операцією, і фактичними значеннями цих параметрів, що змінилися після хірургічного втручання. Тому для отримання більш точного значення P ІОЛ постає задача створення такого методу й апаратного засобу, які забезпечать зменшення або усунення дії вказаних негативних факторів за рахунок додаткової інтраопераційної біометрії ока в момент після видалення кришталика. Метою роботи є підвищення точності відтворення післяопераційної рефракції ока при лікуванні катаракти.

Огляд існуючої апаратури для інтраопераційної біометрії ока

Наразі відомі два комерційно доступних апарати для інтраопераційної біометрії ока (рис. 1).

Вказані апарати здійснюють інтраопераційну рефрактометрію, використовуючи для цього вимірювання хвильової аберації афакічного ока. Аберометрією відтворюються амплітуди абераційних мод, через які можна визначити рефракційний стан ока. До таких мод відносять дефокус, який дає уявлення про величину рефракції ("сфери"). Косинусна та синусна моди первинного астигматизму дають змогу



a



б

Рис. 1. Апарати з функцією інтраопераційної біометрії ока: *a* – аберометр ORA System® with VerifEye™ (Optiwave® Refractive Analysis) компанії Wave Tec Vision Systems Inc (США); *б* – аберометр HOLOS IntraOp™ Wavefront Aberrometer компанії Clarity Medical Systems (США)

визначати параметри астигматизму – його величину (“циліндр”) і азимутальний кут головної осі циліндра [4].

Однією з головних вимог до інтраопераційної aberометрії є потреба в її здійсненні в реальному часі, тобто у відтворенні результатів вимірювань за дуже короткий проміжок часу, наприклад за декілька часток секунди. Вказана вимога обумовила вибір принципу дії приладів, показаних на рис. 1.

В aberометрі ORA System використано датчик, який діє на основі аналізу геометричних спотворень картини “ковдри” Талбота (рис. 2) [5, 6]. “Ковдра” Талбота є інтерференційною картиною, що утворюється світловою плоскою хвилею після її проходження через дві однакові схрещені дифракційні ґратки Рончі. “Ковдра” Талбота спостерігається за ґратками вздовж нормалі до них періодично з періодом $Z = \frac{d^2}{\lambda} q$, де d – період ґратки, λ – довжина хвилі, q – ціле число.

Якщо через ґратки проходить ідеально плоский фронт світлової хвилі, то інтерференційна картина є геометрично подібною до муарової картини схрещених ґраток. При надходженні у ґратки деформованого фронту інтерференційна картина геометрично спотворюється, що дає змогу відтворювати функцію деформації. Через те що деформація фронту виникає внаслідок його проходження через всю оптичну систему ока від сітківки до рогівки, спотворена інтерференційна картина дає можливість адекватно відтворювати aberаційні параметри

ока (див. рис. 2). Реєстрація інтерференційної картини здійснюється фотоприймачем, світлочутлива поверхня якого розміщена на відстані Z від дифракційних ґраток [7].

Швидкість роботи такого aberометра практично обумовлюється інтервалом часу для реєстрації “ковдри” Талбота і для виконання математичної обробки зображення “ковдри” та розрахунків амплітуд aberаційних мод ока комп’ютером aberометра.

Для більш точного відтворення амплітуд aberаційних мод нижчих степеневих порядків, з яких потім розраховуються параметри рефракції ока, математична обробка передбачає отримання повного спектра наявних aberаційних мод. Але афакічне око має дуже велику аметропію, яка дуже суттєво змінює інтерференційну картину “ковдри” Талбота. Тому обробка такої картини і розрахунки параметрів рефракції потребують відповідних методу, часу і обчислювального ресурсу комп’ютера.

Більш швидкісним є метод aberометрії, який забезпечує відтворення aberаційних мод нижчих степеневих порядків без відтворення функції хвильової aberації ока у всіх її дрібних і маловпливових деталях. Такий метод використано в інтраопераційному aberометрі – HOLOS IntraOp™. Метод є гібридним, бо поєднує в собі елементи і переваги датчика Гартмана–Шека та методу рейтресингової aberометрії [4, 8]. Принцип дії інтраопераційного aberометра приладу HOLOS пояснюється оптичною схемою на рис. 3. Колімоване і лінійно поляризоване перпендикулярно до площини зображення світло від

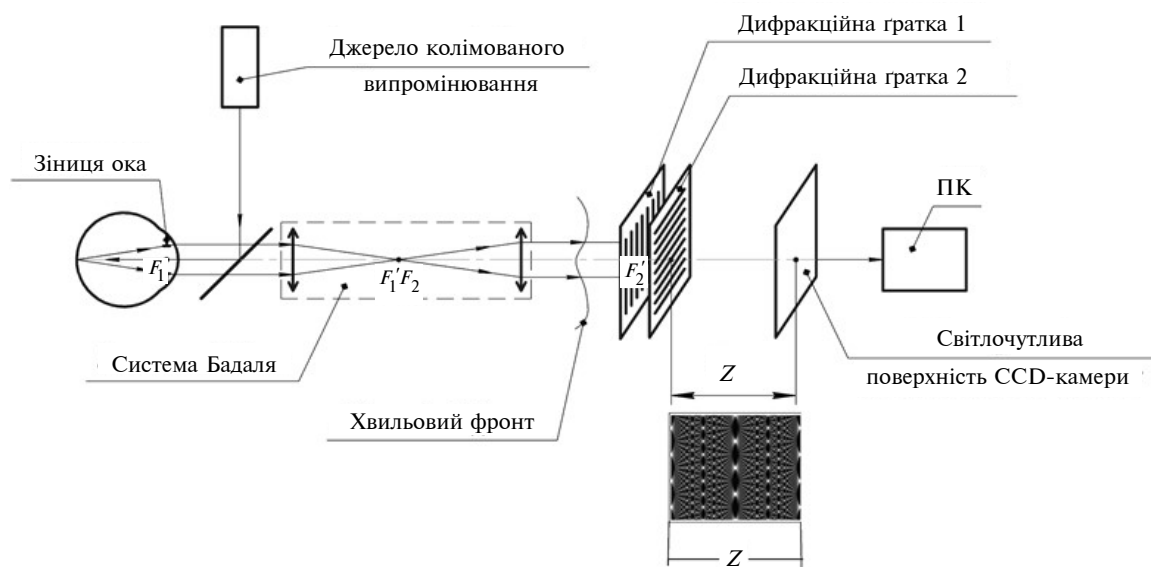


Рис. 2. Оптична схема aberометра приладу ORA System®

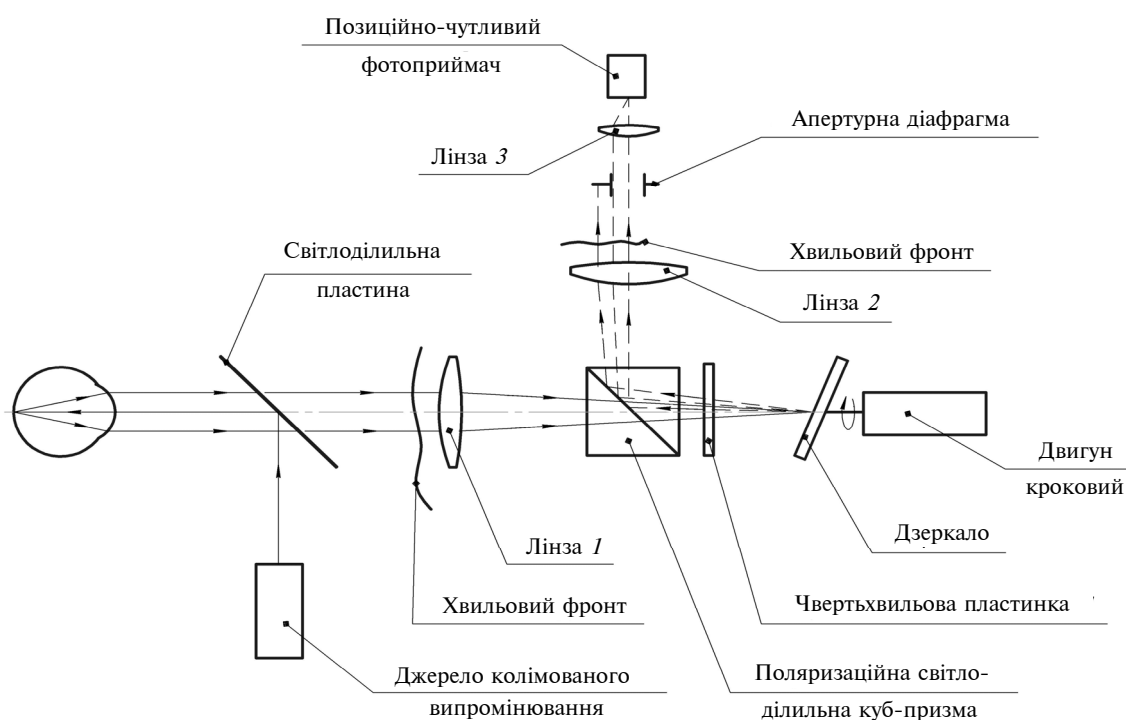


Рис. 3. Оптична схема інтраопераційного aberметра HOLOS IntraOp™

лазерного джерела вузьким пучком променів потрапляє в око і концентрується світловою мікроплямою на сітківці. Відбите, деполаризоване і розсіяне сітківкою світло виходить через зіницю ока, заповнюючи весь її отвір.

Деформований через дію значного дефокусу і астигматизму афакічного ока світловий фронт із поляризацією у площині рисунка проходить через поляризаційний світлоділильний куб до чвертьхвильової пластини, отримує на ній циркулярну поляризацію і далі потрапляє на дзеркало. Дзеркало, що нахилене під невеликим кутом до оптичної осі, закріплене на валу крокового двигуна. Відбите від дзеркала світло проходить другий раз через чвертьхвильову пластину і отримує на виході лінійну поляризацію, але з орієнтацією, перпендикулярною до площини рисунка, а тому відбивається поляризаційною світлоділильною куб-призмою в напрямку до системи, утвореної лінзами 2 і 3 фотоприймального каналу. При фіксованому куті повороту вала двигуна через апертурну діафрагму проходить світло від фіксованого конкретного периферійного фрагмента деформованого оком хвильового фронту. Якщо через деформацію фрагмент фронту не є перпендикулярним до оптичної осі фотоприймального каналу, то в площині світлочутливої поверхні фотоприймача сфокусована лінзами 2, 3 світ-

лова мікропляма зсувається відносно оптичної осі і займає положення, яке свідчить про величину і напрямок нахилу фрагмента хвильового фронту [9]. Зафіксувавши фотоприймачем координати світлової мікроплями при декількох кутових (достатньо від 4 до 12) положеннях вала двигуна, можна отримати інформацію для відтворення амплітуд мод дефокусу і астигматизму афакічного ока (або артифакічного ока з імплантованою ІОЛ). На таку процедуру в aberметрі HOLOS IntraOp™ витрачається значно менше часу, ніж у aberметрі ORA System®.

Аналіз переваг і недоліків інтраопераційної aberметрії

Інтраопераційні aberметри в клінічній практиці з'явилися в 2008 р. Спочатку їх застосовували лише для пацієнтів, які пройшли проникаючу кератопластику або радіальну кератомію з малими оптичними зонами, оскільки у таких пацієнтів при проведенні звичайної передопераційної біометрії мали місце недопустимо великі похибки вимірювань. Із накопиченням відповідного досвіду інтраопераційні aberметри стали використовувати частіше, але переважно для підтвердження вибору ІОЛ. Хірурги ще продовжують планувати операцію і вибір ІОЛ на основі даних традиційної перед-

операційної біометрії, і тільки під час операції вони корегують хірургічний план на підставі інтраопераційних даних, що вже є позитивом.

Додатковий позитив від застосування інтраопераційної рефрактометрії:

- інтраопераційна рефрактометрія дає основу для більш точного визначення P ІОЛ, коли різні традиційні апаратні засоби передопераційної біометрії та різні алгоритми розрахунків P ІОЛ дають великі розбіжності значення P , наприклад у випадках щільної катаракти;

- інтраопераційна рефрактометрія дає змогу виявляти і корегувати астигматизм, зумовлений задньою поверхнею рогівки, який дуже важко виявити при проведенні передопераційної біометрії ока;

- використання інтраопераційної рефрактометрії в реальному часі надає можливість оптимально позиціонувати імплантовану ІОЛ за критерієм мінімального залишкового астигматизму.

До недоліків інтраопераційної aberометрії, які можуть істотно впливати на похибки рефрактометрії, слід віднести: високу залежність результатів aberометрії від різних оптичних зав'язок, які створюють оптичні неоднорідності у середовищах ока, насамперед у склуватому тілі; можливі похибки від поверхні рогівки та від інших внутрішніх елементів ока, де відбувається стрибок значення показника заломлення; наявність на поверхні рогівки слізної плівки тощо. Суттєво впливає на результати вимірювань децентрування оптичної осі aberометра відносно візуальної осі ока. Як показала клінічна практика, іноді похибки інтраопераційної aberометрії вимагали додаткових хірургічних маневрів. Через це, незважаючи на те що вже ранні дослідження з використанням ОРА показали зменшення післяопераційної рефракційної помилки до рівня $(0,36 \pm 0,30)D$ [10, 11], основна кількість хірургів поки що мають сумнів щодо надійності й точності результатів інтраопераційної aberометрії.

Ще одним недоліком є довгий час пристосування хірургів до нового приладу. Серед них приблизно 20 % стверджують, що їм потребувалося провести більше 100 операцій, щоб почувати себе комфортно з інтраопераційним aberометром. Мають місце скарги на важке прочитання результатів aberометрії на деяких очах. Проблемою також є “доданий” операційний час. На запитання про те, скільки часу додавалося до часу операційного втручання через проведення інтраопераційної aberометрії, хірур-

ги повідомляли про діапазон до 5–6 хв, який помітно збільшує тривалість операцій [12].

Загальним висновком до викладеного вище можна вважати те, що досі не досягнуто позитивного кінцевого результату зусиль, спрямованих на підвищення точності й зручності інтраопераційної aberометричної рефрактометрії. Однак інтраопераційна рефрактометрія як перспективний напрям потребує подальшого розвитку.

Метод інтраопераційної рефрактометрії, що пропонується

У нашій роботі пропонується метод інтраопераційної рефрактометрії, який не потребує aberометрії афакічного ока. Метод заснований на використанні результатів фотоелектричного аналізу тривимірного розподілу освітленості в “повітряному” зображенні світлової мікроплями на сітківці афакічного ока. Термін “повітряне” зображення, що використовують в офтальмології, означає зображення фрагмента сітківки, сформоване оптичною системою ока в променях, які ідуть у зворотному напрямку від сітківки до виходу із рогівки.

Тривимірна мікрофотометрія вказаного “повітряного” зображення дає змогу вимірювати параметри рефракційних аномалій ока – “сферу” та “циліндр”.

На рис. 4 показано оптичну схему, що пояснює принцип дії рефрактометра.

Система лінз 1, 2 оптично спрягає варіолінзу 3 із передньою головною точкою оптичної системи ока або передньою поверхнею рогівки. Елементи 9–14 дають змогу коректно позиціонувати прилад відносно ока і сполучати передній фокус F_1 лінзи 1 із поверхнею рогівки в точці проходження візуальної осі. Комп'ютер 8 керує величиною оптичної сили Φ_{var} варіолінзи 3. Дискретна зміна значення Φ_{var} призводить до дискретного зсуву “повітряного” зображення вздовж оптичної осі приладу та відносно нерухомого фотоприймача відеокамери. При кожному фіксованому значенні Φ_{var} об'єктив 6, відеокамера 7 та комп'ютер 8 здійснюють реєстрацію та мікрофотометрію розподілу опромінення у конкретному перетині “повітряного” зображення. На рис. 5 для прикладу показано розподіл освітленості у фокальній площині об'єктива 6, суміщеної зі світлочутливою поверхнею відеокамери, за семи значень Φ_{var} .

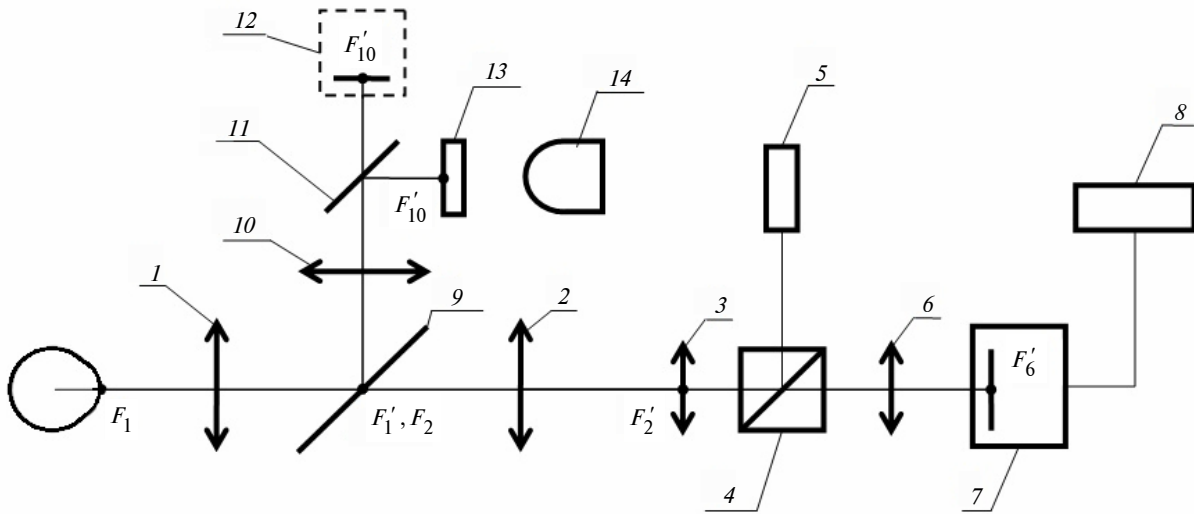


Рис. 4. Оптична схема рефрактометра для інтраопераційної рефрактометрії ока: 1, 2 – лінзи телескопічної системи; 3 – варіолінза; 4 – поляризаційна світлоділильна куб-призма; 5 – джерело колімованого і лінійно поляризованого випромінювання; 6 – об’єктив відеокамери; 7, 8 – комп’ютер; 9, 11 – світлоділильні дзеркала; 10 – об’єктив; 12 – відеокамера; 13 – центрувальна сітка; 14 – випромінювач; $F_1, F'_1, \dots, F'_{10}$ – точки переднього і заднього фокусів лінзових компонентів (індекс означає номер позиції компонента)

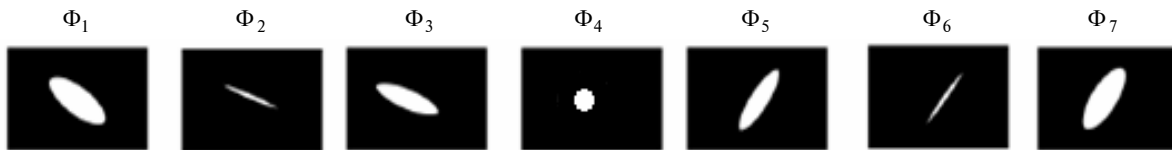


Рис. 5. Розподіл опромінювання на світлочутливій поверхні відеокамери при послідовній зміні оптичної сили Φ_{var} варіолінзи

Рис. 5 дає уявлення про тривимірний розподіл світлового потоку в “повітряному” зображенні освітленої мікрозони сітківки.

Аметропія афакічного ока визначається за мінімумом функції $RMS_r(\Phi_{var})$, де RMS_r – середнє квадратичне значення радіуса другого гауссового полярного моменту, що розраховується за формулою [13]

$$RMS_r(\Phi_{var}) = r_p(\Phi_{var}) = \sqrt{\frac{\iint_Q [E(x, y, \Phi_{var})](x^2 + y^2) dx dy}{F}}$$

де $E(x, y, \Phi_{var})$ – функція розподілу випромінювання на світлочутливій поверхні фотоприймача при фіксованих значеннях Φ_{var} ; x, y – координати у площині світлочутливої поверхні фотоприймача; $F = \iint_Q E(x, y, z(\Phi_{var})) dx dy$ –

світловий потік, що утворює “повітряне” зображення на фотоприймачі; Q – область, де $E(x, y, \Phi_{var}) \neq 0$. Значення Φ_{var} у діоптріях, за

якого функція $RMS_r(\Phi_{var})$ набуває мінімального значення, дорівнює аметропії афакічного чи артифакічного ока. Згідно з рис. 5, око має аметропію $A_R[\text{дптр}] = \Phi_4$.

Якщо оптична система афакічного ока має астигматизм, то за відповідних значень Φ_{var} світлова пляма на світлочутливій поверхні відеокамери вироджується в астигматичні відрізки – еліпсоподібні плями, максимально витягнуті вздовж однієї з осей. На рис. 5 такі плями мають місце при $\Phi_{var} = \Phi_2$ та при $\Phi_{var} = \Phi_6$. Величина астигматизму ока при цьому становить $A_S[\text{дптр}] = \Phi_2 - \Phi_6$, а головний перетин астигматизму є перпендикулярним до більшої осі еліпсоподібної плями, якій належить більше значення оптичної сили варіолінзи.

Параметри “циліндра”, тобто астигматизму оптичної системи ока, можна відтворити за допомогою розрахунків радіусів до осьових та відцентрового моментів другого степеневого порядку за формулами [13]:

$$RMS_x(\Phi_{var}) = r_x(\Phi_{var}) =$$

$$\begin{aligned}
&= \sqrt{\frac{\iint_Q y^2 E(x, y, \Phi_{\text{var}}) dx dy}{F}}; \\
RMS_y(\Phi_{\text{var}}) &= r_y(\Phi_{\text{var}}) = \\
&= \sqrt{\frac{\iint_Q x^2 E(x, y, \Phi_{\text{var}}) dx dy}{F}}; \\
RMS_{xy}(\Phi_{\text{var}}) &= r_{xy}(\Phi_{\text{var}}) = \\
&= \sqrt{\frac{\iint_Q xy E(x, y, \Phi_{\text{var}}) dx dy}{F}},
\end{aligned}$$

де $r_x(\Phi_{\text{var}})$ – радіус осьового моменту відносно осі OX , $r_y(\Phi_{\text{var}})$ – радіус осьового моменту відносно осі OY , $r_{xy}(\Phi_{\text{var}})$ – радіус відцентрового моменту. Осі OX і OY мають початок на оптичній осі приладу та знаходяться у площині світлочутливої поверхні фотоприймача. Радіус осьового моменту відносно будь-якої іншої осі, що проходить через початок координат і має кут нахилу ψ до координатної осі OX , можна розрахувати за формулою

$$\begin{aligned}
RMS^2(\psi) &= r^2(\psi) = \\
&= r_x^2 \cos^2 \psi + r_y^2 \sin^2 \psi - r_{xy}^2 \sin 2\psi,
\end{aligned}$$

яка дає можливість знайти кутове положення більшої та меншої осей еліпсоїдної плями (див. рис. 5). Більше чи максимальне значення $RMS^2(\psi)$ належить осі, яка збігається з меншою віссю еліпса і навпаки. Кут ψ_{max} нахилу меншої осі еліпса до координатної осі OX розраховується за формулою

$$\begin{aligned}
\psi_{\text{max}} &= -0,5 \arctg \frac{2r_{xy}^2}{r_x^2 - r_y^2} = \\
&= -0,5 \arctg \frac{2 \iint_Q xy E(x, y, \Phi_{\text{var}}) dx dy}{\iint_Q (y^2 - x^2) E(x, y, \Phi_{\text{var}}) dx dy}.
\end{aligned}$$

Більша вісь еліпса ортогональна до меншої, тому кут її нахилу до осі OX становить

$$\psi_{\text{min}} = \psi_{\text{max}} + 90^\circ.$$

Пошук значень Φ_{var} , за яких еліптична пляма вироджується в астигматичні відрізки (астигматичні фокуси), можна здійснити, контролюючи співвідношення $k(\Phi_{\text{var}}) = r_{\text{min}}(\Phi_{\text{var}})/r_{\text{max}}(\Phi_{\text{var}})$, де

$$\begin{aligned}
r_{\text{min}}^2(\Phi_{\text{var}}) &= \frac{r_\rho^2(\Phi_{\text{var}})}{2} - \\
&- \sqrt{\frac{(r_x^2(\Phi_{\text{var}}) - r_y^2(\Phi_{\text{var}}))^2}{4} + r_{xy}^4(\Phi_{\text{var}})}, \quad (1)
\end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
r_{\text{max}}^2(\Phi_{\text{var}}) &= \frac{r_\rho^2(\Phi_{\text{var}})}{2} + \\
&+ \sqrt{\frac{(r_x^2(\Phi_{\text{var}}) - r_y^2(\Phi_{\text{var}}))^2}{4} + r_{xy}^4(\Phi_{\text{var}})}. \quad (2)
\end{aligned}$$

У формулах (1), (2) r_{min} і r_{max} означають відповідно мінімальне та максимальне значення радіуса осьового моменту відносно осі, яка обертається навколо початку системи координат YOX .

Якщо $k(\Phi_{\text{var}})$ досягає мінімального значення або дорівнює нулю, то це означає, що еліпс вироджується в максимально витягнутий еліпс або навіть у відрізок. При цьому значення Φ_{var} вказує на астигматичну рефракцію ока у перетині ока, де вона максимальна або, навпаки, мінімальна. При астигматизмі мінімальне значення $k(\Phi_{\text{var}})$ має місце за двох різних значень Φ_{var} (на рис. 5 при $\Phi_{\text{var}} = \Phi_2$ та при $\Phi_{\text{var}} = \Phi_6$), які дають змогу знайти величину астигматизму – значення “циліндра”. Величина астигматизму розраховується за формулою

$$A_S = \Phi_{\text{max}} - \Phi_{\text{min}},$$

де Φ_{min} – перше значення оптичної сили варіюючої лінзи (в міру її збільшення), за якого досягається перший мінімум функції $k(\Phi_{\text{var}})$; Φ_{max} – друге значення Φ_{var} , коли функція $k(\Phi_{\text{var}})$ отримує другий мінімум.

Отримані дані про аметропію і астигматизм ока відносно площини, дотичної до поверхні рогівки, дають змогу вибрати ІОЛ, яка імплантується у передню камеру афакічного ока. Якщо ж імплантація ІОЛ планується у кришталіковий міхур після факоемульсифіка-

ції природного кришталіка, враженого катарактою, то отримані дані є вихідними для розрахунку потрібної оптичної сили ІОЛ і параметрів її сфероциліндричності з урахуванням прогнозованого положення ІОЛ в оці. Алгоритм такого розрахунку буде викладено в наступній публікації авторів цієї статті.

Висновки

Інтраопераційна аберометрія афакічного ока розширює можливості хірургічного лікування катаракти за рахунок більш точного кутового положення сфероциліндричних ІОЛ для виправлення астигматизму, проте вона лише доповнює передопераційну біометрію, яка потребує використання складної і дорогої апаратури та застосування алгоритмів розрахунків P ІОЛ, що досі не гарантують задовільної точності забезпечення післяопераційної рефракції.

Метод інтраопераційної рефрактометрії, заснований на тривимірній мікрофотометрії

“повітряного” зображення світлової мікроплями на сітківці, дає змогу уникнути передопераційного вимірювання передньозаднього відрізка та необхідності розрахунків оптичної сили ІОЛ за існуючими на цей час формулами й алгоритмами завдяки використанню принципу розміщення в зоні ока віртуальної ІОЛ і автоматизованої підгонки оптичної сили такої ІОЛ до значення, за якого досягається запланована післяопераційна рефракція.

Запропонований метод рефрактометрії дає змогу здійснювати суб'єктивну підгонку P ІОЛ за участю самого пацієнта, який, втручаючись у регулювання оптичної сили варіолінзи, сам вибирає той її стан, що забезпечує з максимальною гостротою зору спостереження картини оптотипів або іншої тестової картинки, розміщеної на заданій відстані від ока.

Подальшим кроком розвитку методу є розробка алгоритму визначення P ІОЛ з урахуванням передопераційного прогнозу його розміщення у кришталіковому міхурі.

References

- [1] G.S. Timchik *et al.*, “Evolution of methods for determination the optical power of intraocular lens that is implanted in the eye at cataract surgery”, *Visnyk KNU*, no. 2, pp. 218–226, 2017.
- [2] G.S. Timchik *et al.*, “Eye’s biometric hardware of cataract surgery”, *Visnyk KNU*, no. 3, pp. 165–171, 2017.
- [3] V.G. Kopayeva. (2012). *Ocular Diseases. Fundamentals of Ophthalmology* [Online]. Available: http://vmede.org/sait/?page=13&id=Oftalmologiya_osnov_des_kopaeva_2012&menu=Oftalmologiya_osnov_des_kopaeva_2012.
- [4] V.M. Sokurenko *et al.*, *Human Eye and Ophthalmic Devices*. Kyiv, Ukraine: Polytechnika, 2009.
- [5] A.S. Patel and C. Nguyen. (2016). *Intraoperative Aberrometry* [Online]. Available: http://eyewiki.aao.org/Intraoperative_aberrometry
- [6] A.Y. Heugten, “Ophthalmic talbot-moire wavefront sensor”, U.S. Patent 6 736 510, 2004.
- [7] A.Y. Heugten and D.S. Durrie, “Integrated surgical microscope and wavefront sensor”, U.S. Patent 8 475 439, 2013.
- [8] Y. Zhou and W. Shea, “Large diopter range real time sequential wavefront sensor”, U.S. Patent 8 356 900, 2013.
- [9] Y. Zhou *et al.*, “Optimizing vision correction procedures”, U.S. Patent 8 454 162, 2013.
- [10] L. Roach. (2013). *Intraoperative Wavefront Aberrometry: Wave of the Future?* [Online]. Available: <https://www.aao.org/eye-net/article/intraoperative-wavefront-aberrometry-wave-of-future>
- [11] S. Mahdavi. (2013). *Impact Of ORA On Refractive Cataract Surgery And The Premium Channel Offering* [Online]. Available: <http://sm2strategic.com/impact-of-ora-on-refractive-cataract-surgery-and-the-premium-channel-offering>
- [12] T.S. Boland and K.A. Beckman. (2015). *Intraoperative Aberrometry Measurements in Cataract Surgery Spur Debate* [Online]. Available: <https://www.healio.com/ophthalmology/cataract-surgery/news/print/ocular-surgery-news/%7B2962fa2e-105e-42ed-858b-b926ee4aa22b%7D/intraoperative-aberrometry-measurements-in-cataract-surgery-spur-debate>
- [13] I.G. Chyzh. (2016). *Aberrometry in Ophthalmology* [Online]. Available: <http://www.lap-publishing.com/catalog/details//store/gb/book/978-3-659-91611-3>

И.Г. Чиж, К.С. Хриенко

МЕТОД ИНТРАОПЕРАЦИОННОЙ РЕФРАКТОМЕТРИИ АФАКИЧЕСКОГО ГЛАЗА

Проблематика. Корректное определение оптической силы интраокулярной линзы, которая имплантируется в глаз при лечении катаракты, для достижения запланированной послеоперационной рефракции глаза.

Цель исследования. Повышение точности воспроизведения послеоперационной рефракции глаза при лечении катаракты имплантацией искусственного хрусталика без использования предоперационной биометрии глаза.

Методика реализации. Предлагается метод интраоперационной рефрактометрии афакического глаза, основанный на трехмерной микрофотометрии “воздушного” изображения освещенной микрозоны макулярной зоны сетчатки. Объективное оп-

ределение параметров рефракции предлагается осуществлять с помощью зависящих от оптической силы виртуальной контактной линзы среднеквадратических значений радиусов полярного, осевых и центробежных моментов, определенных в функции распределения освещенности в сечениях «воздушного» изображения освещенной микрозоны на макуле. Аметропия определяется по минимуму радиуса полярного момента, параметры астигматизма – через радиусы осевых и центробежного моментов.

Результаты исследования. Разработано математическое и аппаратное обеспечение метода интраоперационной рефрактометрии афакического глаза для определения оптической силы интраокулярной линзы. Приведены функциональная схема аппаратного средства и формулы расчетов параметров аметропии и астигматизма афакического глаза на основе данных, полученных с помощью указанного аппаратного средства.

Выводы. Метод интраоперационной рефрактометрии, предложенный в работе, является малочувствительным к оптическим помехам, обусловленным оптической неоднородностью глаза, и позволяет проводить расчеты в реальном времени, избегая применения традиционных аппаратных средств предоперационной биометрии глаза и использования существующих формул для предоперационных расчетов оптической силы интраокулярной линзы. Аппаратная реализация метода позволяет субъективно определять оптическую силу виртуальной интраокулярной линзы при участии пациента с учетом плановой послеоперационной рефракции глаза.

Ключевые слова: интраоперационная рефрактометрия глаза; трехмерная микрофотометрия; «воздушное» изображения микрозоны сетчатки.

I.H. Chyzh, K.S. Khriienko

METHOD OF INTRAOPERATIVE REFRACTOMETRY OF THE APHAKIC EYE

Background. Correct determination of the optical power of the intraocular lens implanted in the eye for cataract treatment to achieve the planned postoperative refraction of the eye.

Objective. The aim of the research is reproduction postoperative refraction accuracy improvement during the cataract treatment by the artificial lens implantation without using preoperative biometrics of the eye.

Methods. The method of intraoperative refractometry of the aphakic eye based on the three-dimensional microphotometry of the illuminated macular microzone of the retina's "air" image. For accurate definition of refractive parameters is proposed to use the root mean square radius values of the polar, axial and centrifugal moments that are dependent on the optical force of the virtual contact lens and defined in the distribution function of the illumination in the cross sections at the "air" image. Ametropia is determined by the minimum radii of the polar moment, and the astigmatism parameters are determined by the radii of the axial and centrifugal moments.

Results. The mathematical description of the method for intraoperative refractometry of aphakic eye for optical power determining of the intraocular lens and its hardware realization are developed. The functional diagram of the hardware and the formula for calculating the parameters of aphakic eye such as ametropia and astigmatism based on data obtained with the help of this hardware is shown.

Conclusions. The proposed method of intraoperative refractometry is insensitive to optical obstacles caused by optical inhomogeneity of the eye and allows real-time calculations avoiding the use of traditional hardware preoperative biometrics of the eye and existing formulas for preoperative calculations of the optical power of the intraocular lens. The hardware implementation of the method allows determining the optical force of the virtual intraocular lens subjectively (with the patient participation), taking into account the planned value of postoperative refraction of the eye.

Keywords: intraoperative refractometry of the eye; three-dimensional microphotometry; "aerial" images of the microzone of the retina.

Рекомендована Радою
приладобудівного факультету
КПІ ім. Ігоря Сікорського

Надійшла до редакції
19 лютого 2018 року

Прийнята до публікації
29 березня 2018 року