

## ПРИЛАДОБУДУВАННЯ ТА ІНФОРМАЦІЙНО-ВИМІРЮВАЛЬНА ТЕХНІКА

DOI: 10.20535/kpi-sn.2020.3.209879

УДК 617.741-077.21

І.Г. Чиж\*, К.С. Хрієнко

КПІ ім. Ігоря Сікорського, Київ, Україна

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

### ДОПУСТИМИ ПОХИБКИ АВТОМАТИЗОВАНОЇ ПРИОПЕРАЦІЙНОЇ БІОМЕТРІЇ АФАКІЧНОГО ОКА

**Проблематика.** Забезпечення оку з імплантованою інтраокулярною лінзою (ІОЛ) планової післяопераційної еметропічної рефракції з похибкою в межах  $\pm 0,25$  дптр.

**Мета дослідження.** Обґрунтування допустимих похибок приопераційної біометрії оптичної системи ока, які дадуть змогу визначати значення оптичної сили ІОЛ з точністю, що забезпечує похибку планової післяопераційної рефракції в межах  $\pm 0,25$  дптр.

**Методика реалізації.** Передбачається визначення потрібної оптичної сили ІОЛ із результатів приопераційної біометрії оптичної системи ока на етапі після факоемультсифікації патологічного кришталика. Метод визначення потребує точного вимірювання радіуса поверхні рогівки, дистанції від передньої поверхні рогівки до сітківки і дистанції від передньої поверхні рогівки до місця розташування імплантованої в око ІОЛ. Встановлюється допустима похибка визначення оптичної сили ІОЛ, за якої післяопераційна рефракція ока може відрізнятись від планової на величину не більше  $\pm 0,25$  дптр. Метод дослідження – математичне моделювання в середовищі програми ZEMAX із використанням аризонської математичної моделі ока. На основі встановленої допустимої похибки визначення потрібної оптичної сили ІОЛ обґрунтовуються вимоги до точності вимірювань вказаних вище геометричних параметрів оптичної системи афакічного ока.

**Результати дослідження.** Встановлено, що залежно від розташування ІОЛ в оці пацієнта допустима похибка визначення потрібної оптичної сили ІОЛ для еметропічної післяопераційної рефракції становить від  $\pm 0,3$  до  $\pm 0,42$  дптр, а для оптичної системи середньостатистичного ока – до  $\pm 0,337$  дптр. Доведено, що допустима похибка визначення потрібної оптичної сили імплантованої ІОЛ забезпечується за умови, що геометричні параметри афакічного ока апаратно вимірюються з однаковою для всіх вимірюваних параметрів похибкою в межах  $\pm 0,042$  мм.

**Висновки.** Результати досліджень дають можливість обґрунтовано визначати вимоги до точності приопераційної біометрії афакічного ока, яка потрібна для забезпечення похибки післяопераційної еметропічної рефракції ока в межах  $\pm 0,25$  дптр.

**Ключові слова:** приопераційна біометрія афакічного ока; допустимі похибки біометрії афакічного ока.

#### Вступ

Катаракта – поширена хвороба очей людини переважно похилого віку. Лише в Україні середня кількість хворих на катаракту становить до 1,5 % від кількості населення [1]. На сьогодні ефективним методом лікування катаракти є хірургічна з використанням технології факоемультсифікації заміна природного кришталика на штучну інтраокулярну лінзу (ІОЛ). При імплантації штучного кришталика – ІОЛ – око втрачає акомодативну функцію. Тому імплантована ІОЛ має не тільки додати оку оптичну силу, що була втрачена після видалення природного кришталика, але й забезпечити при цьому таку післяопераційну рефракцію, яка дає пацієнту можливість без додаткової оптики мати ясний зір на бажану дистанцію до об'єктів спостережень [1, 2]. Найчастіше пацієнт замовляє еметропічну

післяопераційну рефракцію, хоча є охочі мати міопічну рефракцію для роботи з текстами та з гаджетами.

Важливим параметром, що характеризує результат імплантації ІОЛ, є відхилення фактичного післяопераційного стану рефракції ока від запланованого. Це відхилення назвемо рефракційною похибкою. Забезпечити відсутність рефракційної похибки технологічно неможливо і не потрібно, оскільки відхилення рефракції в  $\pm 0,25$  дптр зоровий апарат людини не відчуває. Успішним на цей час вважається результат імплантації ІОЛ, якщо рефракційна похибка перебуває в межах  $\pm 0,5$  дптр. Проте нерідко рефракційна похибка є більшою за  $\pm 0,5$  дптр. Похибка до  $\pm 1$  дптр спостерігається у 20 % пацієнтів [3]. Іноді вона досягає  $\pm 3$  дптр [4].

Рефракційна післяопераційна похибка може бути обумовлена декількома факторами:

– неточне визначення потрібної оптичної сили (далі  $P$ ) ІОЛ через методичні та інструментальні похибки апаратури доопераційної біометрії ока;

– випадковість поздовжнього встановлення ІОЛ у кришталиковому міхурі;

– дискретний ряд значень оптичної сили серійних ІОЛ.

Зазвичай сумарна дія вказаних факторів є причиною отримання незадовільного результату імплантації.

Прагнення зменшити дію першого з перелічених факторів привело до створення сучасної біометричної апаратури і до розробки 4-х поколінь методів розрахунку потрібної оптичної сили ІОЛ на основі результатів доопераційної біометрії [5]. Але використання цих апаратних засобів і методів ще не дало бажаного стабільного результату, про що свідчать наведені вище дані відносно післяопераційних похибок.

Зусилля, спрямовані на подальше покращення результатів імплантації ІОЛ, нарешті привели до появи новітньої апаратури приопераційної біометрії ока, призначеної для використання в момент, коли патологічний кришталік видалений [5, 6]. Ця апаратура насамперед дала можливість вирішити проблему суттєво неточних результатів визначення  $P$  за наявності в пацієнтів високої щільності помутніння кришталіка. Більш точно за допомогою такої апаратури вдається позиціонувати в оці сфероциліндричну ІОЛ з метою виправлення астигматизму.

Відтворення вказаною апаратурою потрібного значення  $P$  ІОЛ здійснюється за результатами aberометрії ока після видалення кришталіка [7]. На наш погляд, aberометрія ока під час хірургічного втручання не може забезпечувати високу точність вимірювань. Високий вплив завад, викликаних насамперед оптичною неоднорідністю оптичних середовищ ока, здатний істотно зменшити точність відтворення хвильової аберації афакічного ока і, як наслідок, погіршити точність визначення  $P$ . У праці [8] запропоновано інший метод, суть якого полягає у використанні мікрофотометрії зворотного “повітряного” зображення світлової мікроплями, сформованої апаратурою в зоні макули ока з видаленим кришталіком. Метод забезпечує можливість вимірювання осьової довжини афакічного ока та відстані від поверхні рогівки до задньої стінки кришталикової капсули. Отримані в такий спосіб дані разом із даними про кривизну рогівки дають можливість розрахувати потрібне значення  $P$  з урахуванням поздовжнього роз-

міщення ІОЛ. Очевидно, що точність результату визначення  $P$  таким методом залежить від точності вимірювань перелічених геометричних параметрів ока. Питанню забезпечення потрібної точності здійснення вказаних вимірювань присвячена наша робота.

### Постановка задачі

Метою дослідження є обґрунтування допустимих похибок вимірювання геометричних параметрів оптичної системи ока при використанні методу, запропонованого в праці [8]. Допустимими будуть вважатися ті похибки приопераційної біометрії, які не призводять до рефракційної післяопераційної похибки більш ніж у  $\pm 0,25$  дптр. Мета дослідження – покращення результатів імплантації ІОЛ.

### Метод обґрунтування допустимої похибки визначення $P$ інтраокулярної лінзи, яка забезпечує похибку післяопераційної рефракції ока в межах не більше $\pm 0,25$ дптр

Післяопераційна рефракція ока залежить від того, наскільки точно визначено значення  $P$  ІОЛ з урахуванням глибини розміщення ІОЛ в оці. Щоб виявити допустиму похибку визначення  $P$  ІОЛ за різних дистанцій від передньої поверхні рогівки до імплантованої ІОЛ, використано метод комп'ютерного моделювання оптичної системи афакічного ока, в яке на задану глибину імплантована інтраокулярна лінза. Комп'ютерне моделювання здійснювалось за допомогою програми аналізу оптичних систем ZEMAX. Як математична модель ока була використана найбільш адекватна оку людини аризонська модель [3, 4]. ІОЛ, з огляду на її малу осьову товщину, моделювалася як параксіал-компонент.

При плановій рефракції ока на безкінечності зоні нечутливості в  $\pm 0,25$  дптр відповідає дистанція від ока до предметної площини в інтервалі від  $\pm 4$  м до безкінечності. Розміщенням предметної площини спочатку на відстані  $\pm 4$  м від моделі ока, а потім на безкінечності, для кожного з цих положень, відшукувалося те значення  $P$  моделі ІОЛ, за якого досягалося найкраще фокусування зображення предметної точки в площині сітківки. Критерієм найкращого фокусування слугував мінімум функції  $RMS(P)$ , де  $RMS$  – середньоквадратичне значення радіуса спот-діаграми, відтвореного програмою ZEMAX

за 4 мм діаметра пучка променів, що надходять в оптичну систему моделі ока.

У табл. 1 показана модель оптичної системи ока із значеннями її геометричних та оптичних параметрів згідно з аризонською моделлю для середньостатистичного ока людини.

Допустиме відхилення значення  $P$  ІОЛ визначалось у такій спосіб. Перед моделлю ока встановлювалася предметна площина на відстані 4000 мм, і в режимі Quick Focus Spot Size Radial програми ZEMAX визначалася у повітрі задня фокусна відстань ІОЛ –  $f'_{4000}$ . Потім предметна площина зсувалася на безкінечність, і аналогічно визначалася задня фокусна відстань  $f'_{\infty}$ . Задня фокусна відстань  $f'_{4000}$  за дистанції між предметом і оком –4000 мм практично не відрізняється від  $f'_{4000}$ , тому обидва значення вважалися однаковими.

Діапазон зміни значень  $P$  ІОЛ, за яких забезпечується оптичне спряження із сітківкою ока площини предметів, віддаленої від ока від  $\pm 4000$  до  $\pm \infty$ , розраховувався за формулою

$$\Delta P[\text{дптр}] = P_{\pm 4000} - P_{\infty} = 1337 \left( \frac{1}{f'_{4000}} - \frac{1}{f'_{\infty}} \right). \quad (1)$$

У формулі (1) оптична сила ІОЛ відповідає її знаходженню в оптичних середовищах ока.

Результати визначення  $\Delta P$  [дптр] подані в табл. 2 для трьох габаритів ока.

Наведені результати отримані при розміщенні параксіал-компонента у площині, що належить екватору природного кришталіка. Так, наприклад, для середньостатистичного ока із задньо-переднім відрізком  $L = 23,89$  відстань від передньої поверхні рогівки до площини екватора становить  $d = 4,46$  мм.

Таблиця 1. Аризонська модель оптичної системи ока

Модель артикачного ока з імплантованою ІОЛ, $L = 23,89$ мм				
Конструктивні параметри Аризонської моделі оптичної системи середньостатистичного ока з осьюовою довжиною 23,89 мм				
Поверхня	Передня рогівки	Задня рогівки	Передня кришталіка	Задня кришталіка
Радіус кривизни $r_i$ [мм]	7,8	6,5	$r_3$	$r_4$
Конічний коефіцієнт $k$	-0,25	-0,25	$k_3$	$k_4$
Тип поверхні	Витягнутий еліпсоїд	Витягнутий еліпсоїд	Гіперболоїд	Параболоїд
Осьові відстані між поверхнями $d$ [мм]	0,55	$d_2$	$d_3$	16,6
Коефіцієнт заломлення $n$	Рогівки	Водянистої вологи	Кришталіка	Склоподібного тіла
	1,3771	1,3374	$n_3$	1,336
Число Аббе $v$	57,1	61,3	51,9	61,1
<p>Примітка. <math>d_2 = 2,97</math> мм – осьова товщина передньої камери, <math>d_3 = 3,767</math> мм осьова товщина кришталіка, <math>d = 4,46</math> мм, <math>L = 23,89</math> мм.</p>				

**Таблиця 2.** До аналізу допустимої помилки визначення  $P$  інтраокулярної лінзи

Тип ока	Передньо-задній відрізок ока, мм	$P_{\pm 4000}$ [дптр]	$P_{\infty}$ [дптр]	$\Delta P$ [дптр]
Коротке	22,0	21,07	20,73	0,337
Середнє	23,89	19,41	19,077	0,337
Довге	26,0	17,88	17,54	0,337

Наведені в табл. 2 дані свідчать про те, що допустиме відхилення оптичної сили ІОЛ від номінального значення, розрахованого для ясного зору пацієнта без окулярів на дистанцію  $\infty$ , є величиною сталою, незалежною від габаритів ока.

Сьогодні на ринку існує велика кількість моделей ІОЛ із різними конструктивними параметрами і різними конструкціями гаптики, що може суттєво впливати на поздовжнє положення ІОЛ в оці. До того ж імплантацію ІОЛ здійснюють не тільки у кришталиковий міхур, але і в передню камеру ока. При цьому дистанція  $d$  може мати значення в діапазоні від 3 до 7 мм і більше. Тому вважалось доцільним проведення дослідження впливу значення  $d$  на допустиме відхилення  $P$  ІОЛ. Метод дослідження залишався тим, що викладений вище. Результати проведеного аналізу в ZEMAX подані в табл. 3.

**Таблиця 3.** Залежність  $\Delta P(d)$

$d$ [мм]	$P_{\pm 4000}$ [дптр]	$P_{\infty}$ [дптр]	$\Delta P(d)$ [дптр]
2,55	16,652	16,356	0,295
3,55	18,092	17,775	0,317
4,55	19,729	19,388	0,341
5,55	21,600	21,233	0,367
6,55	23,755	23,357	0,398
7,55	26,254	25,821	0,432

Як видно з табл. 3, допустимі відхилення оптичної сили ІОЛ від номінального розрахованого значення зростають зі збільшенням глибини розміщення ІОЛ в оці і, навпаки, зменшуються при наближенні ІОЛ до рогівки.

Дані табл. 2 і 3 дають змогу встановлювати допустимі похибки вимірювань геометричних параметрів ока при проведенні приопераційної

біометрії, які своєю чергою забезпечують допустимі післяопераційну похибку рефракції.

### Обґрунтування допустимих похибок при операційного вимірювання геометричних параметрів оптичної системи афакічного ока

Згідно з методом, запропонованим у роботі [8], оптична сила ІОЛ, що підлягає імплантації в око пацієнта, розраховується за формулою

$$P[\text{дптр}] = \frac{1000n(nr - nL + L)}{(L - d)(nr - dn + d)}, \quad (2)$$

де  $n = 1,3292$  – усереднений показник заломлення середовищ редукованої оптичної системи ока, в яких буде міститися імплантована ІОЛ;  $L$  – осьова довжина оптичної системи ока;  $d$  – відстань від передньої поверхні рогівки до передньої головної площини ІОЛ;  $r$  – середній радіус кривизни передньої поверхні рогівки ока.

Показник заломлення  $n = 1,3292$  встановлений емпірично з урахуванням переходу від аризонської моделі ока до редукованої.

Геометричні параметри  $d, L$  згідно з указаним методом вимірюються при операційно після видалення патологічного кришталіка, тобто на артіфакічному оці. Що стосується середнього значення радіуса кривизни рогівки, то він може бути вимірним до операційно.

З метою адаптації формули (2) до реальної оптичної системи ока використано метод “імплантації” ІОЛ у аризонську модель ока з визначенням потрібної оптичної сили ІОЛ з урахуванням її розміщення вздовж осі. Для цього з аризонської системи ока був видалений кришталік, а замість нього була розміщена ІОЛ на заданій відстані від передньої поверхні рогівки. Всі інші параметри моделі взяті з табл. 1. Оптична сила імплантованої в око ІОЛ визначалася в ZEMAX за умови забезпечення чіткого зображення на сітківці безкінечно віддаленої предметної точки. При цьому використовувався згаданий вище критерій якості зображення.

У табл. 4 наведені значення  $P$  ІОЛ, знайдені в такий спосіб для аризонської моделі за діаметра вхідної зіниці 2 мм і за різних значень відрізка  $d$ . За тих самих відрізків  $d$  за формулою (2) для умовно редукованої аризонської оптичної системи ока також було розраховано значення  $P$  ІОЛ. Як видно з даних табл. 4, результати визначення оптичної сили ІОЛ двома різними способами практично не різняться, що підтверджує

коректність формули (2) і можливість її використання в подальших дослідженнях.

**Таблиця 4.** До визначення  $P$  ІОЛ методом моделювання в ZEMAX і за допомогою формули (2)

$d$ [мм]	$P_1$ [дптр] ІОЛ, знайдено за допомогою програми ZEMAX для аризонської моделі оптичної системи ока	$P_2$ [дптр] ІОЛ, знайдено за формулою (2) для редукованої аризонської моделі оптичної системи ока	$(P_2 - P_1)$ [дптр]
2,55	16,290	16,305	0,015
3,55	17,700	17,718	0,018
4,55	19,315	19,325	0,010
5,55	21,156	21,163	0,007
6,55	23,276	23,279	0,003
7,55	25,735	25,734	0,001

Параметри  $r, d, L$ , що входять у формулу (2), підлягають вимірюванням. Похибки вимірювань цих параметрів викликають похибку визначення  $P$  ІОЛ. Тому визначення допустимих похибок вимірювання вказаних параметрів є наступною задачею цієї роботи.

Якщо вважати показник заломлення  $n$  сталою величиною, то функція  $P = P(n, r, d, L)$  є функцією випадкових аргументів  $r, d, L$ . Вимірювання  $r, d, L$  здійснюється в різний спосіб і різними вимірювальними засобами, тому похибки вимірювань вказаних параметрів некорельовані. За невеликих відхилень значень випадкових аргументів від їх математичних сподівань похибку  $\delta P$  визначення оптичної сили ІОЛ можна оцінювати за допомогою формули [9, 10]

$$\delta P = m \cdot \sigma_P = m \cdot \sqrt{(k_r \sigma_r)^2 + (k_d \sigma_d)^2 + (k_L \sigma_L)^2}, \quad (3)$$

де  $\sigma_P$  – оцінка середньоквадратичного відхилення функції  $P$  від її істинного значення,  $k_r, k_d, k_L$  – коефіцієнти впливу аргументів, або часткові похідні функції:

$$k_r = \frac{\partial P}{\partial r}, \quad k_d = \frac{\partial P}{\partial d}, \quad k_L = \frac{\partial P}{\partial L},$$

$\sigma_r, \sigma_d, \sigma_L$  – оцінки середньоквадратичних відхилень випадкових аргументів від їх істинних значень.

Число  $m$  у виразі (3) визначає інтервал  $P = \bar{P} \pm m \sigma_P$ , де істинне значення  $P$  знаходиться з відповідною вірогідністю,  $\bar{P}$  – оцінка математичного сподівання функції  $P(n, r, d, L)$ , розрахована за даними середньоарифметичних значень аргументів  $r, d, L$ . При нормальному законі щільності вірогідності випадкових значень аргументів функції  $r, d, L$  сама функція  $P = P(n, r, d, L)$  також може вважатися підпорядкованою нормальному закону розподілу щільності вірогідності. Тоді при  $m = 2$  істинне значення функції  $P$  буде в інтервалі  $\bar{P} \pm 2 \sigma_P$  з вірогідністю 95 %. На практиці інтервал  $\pm 2 \sigma_P$  найчастіше використовують як характеристику похибки визначення значення функції за заданих значень і характеристик її випадкових аргументів.

Часткові похідні від функції (2)

$$k_d = \frac{\partial P}{\partial d} = \frac{1000n(L - Ln + nr)}{(L - d)^2(d - dn + nr)} + \frac{1000n(n - 1)(L - Ln + nr)}{(L - d)(d - dn + nr)^2}, \quad (4)$$

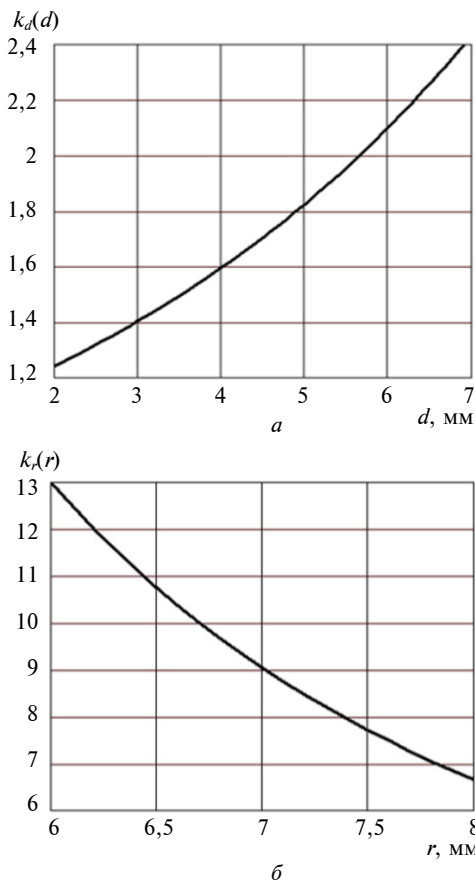
$$k_r = \frac{\partial P}{\partial r} = \frac{1000n^2}{(L - d)(d - dn + nr)} - \frac{1000n^2(L - Ln + nr)}{(L - d)(d - dn + nr)^2}, \quad (5)$$

$$k_L = \frac{\partial P}{\partial L} = \frac{1000n(1 - n)}{(L - d)(d - dn + nr)} - \frac{1000n(L - Ln + nr)}{(L - d)^2(d - dn + nr)} \quad (6)$$

дають змогу визначити  $\delta P$  за будь яких значень оцінок математичних сподівань параметрів  $r, d, L$ . Так, середньостатистичне око людини, в якому оптична система представлена аризонською моделлю з “імплантованою” ІОЛ, має параметри  $r = 7,8$  мм,  $d = 4,46$  мм і  $L = 23,89$  мм. За цих параметрів згідно з (4)–(6) значення часткових похідних будуть:  $k_d = 1,546$ ,  $k_r = 7,054$ ,  $k_L = -3,293$ . З отриманих цифр видно, що найбільший вплив на похибку визначення оптичної сили ІОЛ має похибка вимірювання середнього радіуса кривизни рогівки, а найменший – по-

хибка вимірювання  $d$ . Формули (4)–(6) дають змогу відстежувати зміну значень коефіцієнтів впливу при зміні значень параметрів біометрії.

На рисунку для прикладу показано графіки  $k_d(d)$  і  $k_r(r)$ , отримані за вказаних на рисунку геометричних параметрів оптичної системи ока за формулами (4) і (5) відповідно.



Графіки залежності коефіцієнтів впливу від геометричних параметрів оптичної системи ока:  $a$  –  $k_d(d)$ ,  $r = 7,8$  мм,  $L = 23,89$  мм;  $b$  –  $k_r(r)$ ,  $d = 4,46$  мм,  $L = 23,89$  мм

З графіків на рисунку видно, що значення коефіцієнтів впливу можуть істотно змінюватися при відхиленнях геометричних параметрів оптичної системи ока пацієнта від параметрів середньостатистичного ока. А це вказує на необхідність враховувати властивості геометричних параметрів оптичної системи ока пацієнта, орієнтуючись на результати його доопераційної біометрії. Іншими словами, визначення допустимих похибок приопераційної біометрії доцільно визначати на основі даних доопераційної біометрії, а саме використовуючи попередні

дані оцінок параметрів  $r, d, L$  для розрахунку коефіцієнтів впливу  $k_r, k_d, k_L$  за формулами (4)–(6).

Дані про допустиме відхилення  $\Delta P$  [дптр] оптичної сили ІОЛ, яка планується до імплантації, та дані про коефіцієнти впливу  $k_r, k_d, k_L$  надають можливість визначати допустимі похибки приопераційних вимірювань параметрів  $r, d, L$ . Для цього поле допуску  $\Delta P$  потрібно розділити на частки, кожна з яких дасть змогу окремо визначати допустиму похибку вимірювань кожного з указаних параметрів. Ці частки можуть бути однаковими, але через істотну різницю значень коефіцієнтів впливу допустимі похибки вимірювань окремих параметрів будуть суттєво різнитися, через що найбільш жорсткі допуски можуть вийти за межі реально досяжних. Тому доцільним вважаємо поле допуску  $\Delta P$  розділити на частки, які пропорційні коефіцієнтам впливу  $k_r, k_d, k_L$ . При цьому допустимі похибки вимірювань параметрів  $r, d, L$  стають однаковими

$$2\sigma_r = 2\sigma_d = 2\sigma_L = \pm \frac{2\sigma_P}{\sqrt{k_r^2 + k_d^2 + k_L^2}}. \quad (7)$$

Якщо розмірність  $\sigma_P$  – [дптр] і розмірність коефіцієнтів впливу  $k_r, k_d, k_L$  – [дптр · мм<sup>-1</sup>], то розмірність результату розрахунку допусків за формулою (7) – [мм].

Згідно з (7), при  $k_r = 7,054$ ,  $k_d = 1,546$ ,  $k_L = -3,293$  і  $2\sigma_P = \Delta P = 0,337$  дптр

$$\begin{aligned} 2\sigma_r = 2\sigma_d = 2\sigma_L &= \pm \frac{2\sigma_P}{\sqrt{k_r^2 + k_d^2 + k_L^2}} = \\ &= \pm \frac{0,337}{\sqrt{7,054^2 + 1,546^2 + 3,293^2}} = \\ &= \pm 0,042 \text{ мм}. \end{aligned}$$

Аналогічні розрахунки з урахуванням даних табл. 3 для випадків іншого осьового положення ІОЛ у діапазоні  $d$  від 2,55 до 6,55 мм показують практично ті самі значення допусків на допустимі похибки приопераційних вимірювань параметрів  $r, d, L$ .

## Висновки

Отримані в роботі математичні вирази дають можливість визначати потрібну точність

приопераційних вимірювань тих геометричних параметрів оптичної системи ока пацієнта, які використовуються для розрахунку оптичної сили ІОЛ, а також мати відхилення післяопераційної рефракції ока від планової еметропічної в межах  $\pm 0,25$  дптр.

Для забезпечення у середньостатистичного ока людини відхилення післяопераційної рефракції від планової еметропічної в межах  $\pm 0,25$  дптр необхідно приопераційні вимірювання параметрів  $r, d, L$  здійснювати з похибками в межах  $\pm 0,042$  мм.

Вказані вище значення допустимих похибок приопераційних вимірювань параметрів  $r, d, L$  свідчать про те, що для забезпечення післяопераційної похибки рефракції ока пацієнта в межах  $\pm 0,25$  дптр потрібна високоточна вимірювальна апаратура, створення якої є складною науково-технічною задачею.

Наступним напрямом досліджень має бути пошук умов, за яких приопераційна біометрія ока може забезпечувати встановлені в цій роботі похибки вимірювань відрізків  $d$  і  $L$ .

## References

- [1] I.G. Chyzh *et al.*, "Evolution of methods for determining the optical force of the intraocular lens implanted in the eye during cataract surgery", *Visnyk KNU*, no. 2, pp. 218–226, 2017.
- [2] V.G. Kopaeva, *Eye diseases. Fundamentals of Ophthalmology*. Moscow, Russia: Meditsina, 2012, 560 p. Available: [http://vmede.org/sait/?page=13&id=Oftalmologiya\\_osnov\\_des\\_kopaeva\\_2012&menu=Oftalmologiya\\_osnov\\_des\\_kopaeva\\_2012](http://vmede.org/sait/?page=13&id=Oftalmologiya_osnov_des_kopaeva_2012&menu=Oftalmologiya_osnov_des_kopaeva_2012)
- [3] V.M. Sokurenko *et al.*, *Human Eye and Ophthalmic Devices*. Kyiv. Ukraine: Polytechnika, 2009, 264 p.
- [4] L. Roach. (2013). *Intraoperative wavefront aberrometry: Wave of the future?* [Online]. Available: <https://www.aao.org/eyenet/article/intraoperative-wavefront-aberrometry-wave-of-future>
- [5] A.S. Pate and C. Nguyen. (2016). *Intraoperative Aberrometry* [Online]. Available: [http://eyewiki.aao.org/Intraoperative\\_aberrometry](http://eyewiki.aao.org/Intraoperative_aberrometry)
- [6] 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/>
- [7] H.D. Hemmati *et al.*, "Intraoperative wavefront aberrometry in cataract surgery", *Semin Ophthalmol*, vol. 27, no. 5-6, pp. 100–106, 2012. doi: 10.3109/08820538.2012.708809
- [8] I.G. Chyzh and K.S. Khriienko, "Method of intraoperative refractometry of the aphakic eye", *KPI Sci. News*, no. 2, pp. 84–92, 2018. doi: 10.20535/1810-0546.2018.2.123969
- [9] A.M. Raigorodsky, *Probability and Algebra in Combinatorics*. Moscow, Russia: Moscow Center for Continuous Mathematical Education, 2008
- [10] V.B. Monsik and A.A. Skrynnikov, *Probability and Statistics*. Moscow, Russia: BINOM, 2015.

И.Г. Чиж, Е.С. Хриенко

## ДОПУСТИМЫЕ ПОГРЕШНОСТИ АВТОМАТИЗИРОВАННОЙ ПРИОПЕРАЦИОННОЙ БИОМЕТРИИ АФАКИЧЕСКОГО ГЛАЗА

**Проблематика.** Обеспечение глазу с имплантированной интраокулярной линзой (ИОЛ) плановой послеоперационной эметропической рефракции с погрешностью в пределах  $\pm 0,25$  дптр.

**Цель исследования.** Обоснование допустимых погрешностей приоперационной биометрии оптической системы глаза, которые позволяют определять значение оптической силы ИОЛ с точностью, обеспечивающей погрешность плановой послеоперационной рефракции в пределах  $\pm 0,25$  дптр.

**Методика реализации.** Предусматривается определение нужной оптической силы ИОЛ из результатов приоперационной биометрии оптической системы глаза на этапе после фактомульсификации патологического хрусталика. Метод определения требует точного измерения радиуса поверхности роговицы, дистанции от передней поверхности роговицы до сетчатки и дистанции от передней поверхности роговицы до места расположения имплантированной в глаз ИОЛ. Устанавливается допустимая погрешность определения оптической силы ИОЛ, при которой послеоперационная рефракция глаза может отличаться от плановой на величину не более  $\pm 0,25$  дптр. Метод исследования – математическое моделирование в среде программы ZEMAX с использованием арizonской математической модели оптической системы глаза. На основе установленной допустимой погрешности определения нужной оптической силы ИОЛ обосновываются требования к точности измерений указанных выше геометрических параметров оптической системы афакического глаза.

**Результаты исследования.** Установлено, что в зависимости от расположения ИОЛ в глазу пациента допустимая погрешность определения нужной оптической силы ИОЛ для эметропической послеоперационной рефракции составляет от  $\pm 0,3$  до  $\pm 0,42$  дптр, а для оптической системы среднестатистического глаза – до  $\pm 0,337$  дптр. Показано, что допустимая погрешность определения требуемой оптической силы имплантированной ИОЛ обеспечивается при условии, что геометрические параметры афакического глаза аппаратно измеряются с одинаковой для всех измеряемых параметров погрешностью в пределах  $\pm 0,042$  мм.

**Выводы.** Результаты исследований позволяют обоснованно определять требования к точности приоперационной биометрии афакического глаза, которая нужна для обеспечения погрешности послеоперационной эметропической рефракции глаза в пределах  $\pm 0,25$  дптр.

**Ключевые слова:** приоперационная биометрия афакического глаза; допустимые погрешности биометрии афакического глаза.

I.G. Chyzh, E.S. Khrienko

#### ALLOWABLE ERRORS OF THE AUTOMATED INTRAOPERATIVE BIOMETRY OF APHAKIC EYE

**Background.** Providing planned postoperative emmetropic refraction with an error within  $\pm 0.25$  diopters for an eye with an implanted intraocular lens (IOL).

**Objective.** The purpose of the paper is the justification of the permissible errors in the intraoperative biometric of the optical system of the eye, which allows determining the optical power of the IOL with accuracy, ensuring the accuracy of the planned postoperative refraction within  $\pm 0.25$  diopters.

**Methods.** The determination of the necessary optical power of the IOL is considered based on the results of intraoperative biometrics of the optical system of the eye at the stage after the phacoemulsification of the pathological lens. The determination method requires accurate measurement of the radius of the corneal surface, the distance from the front surface of the cornea to the retina, and the distance from the front surface of the cornea to the location of the implanted in the eye IOL. The permissible error in determining the optical power of the IOL was established, at which the postoperative refraction of the eye can differ from the planned one by a value of no more than  $\pm 0.25$  diopters. The research method is mathematical modeling in the environment of the ZEMAX program using Arizona mathematical model of the eye. The requirements for the accuracy of measurements of the mentioned above geometric parameters of the aphakic eye optical system are justified based on the established permissible error in determining the required optical power of the IOL.

**Results.** It was established that, depending on the location of the IOL in the patient's eye, the permissible error in determining the required optical power of the IOL for emmetropic postoperative refraction is from  $\pm 0.3$  to  $\pm 0.42$  diopters, and for the optical system of the average eye to  $\pm 0.337$  diopters. It is shown that the permissible error in determining the required optical power of the implanted IOL is assured provided that the geometrical parameters of the aphakic eye are hardware-measured with the same error for all measured parameters within  $\pm 0.042$  mm.

**Conclusions.** The research results allow us to determine the accuracy requirements for intraoperative biometry of the aphakic eye, which is necessary to ensure the error of postoperative emmetropic refraction of the eye within  $\pm 0.25$  diopters.

**Keywords:** intraoperative biometry of the aphakic eye; permissible biometric errors of the aphakic eye.

Рекомендована Радою  
приладобудівного факультету  
КПІ ім. Ігоря Сікорського

Надійшла до редакції  
02 червня 2020 року

Прийнята до публікації  
25 червня 2020 року