УДК 617.741-007.21

І.Г. ЧИЖ, В.Є. МИРОНОВИЧ, Я.В. КОПИЛОВ
Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»

ЕВОЛЮЦІЯ МЕТОДІВ ВИЗНАЧЕННЯ ОПТИЧНОЇ СИЛИ ІНТРАОКУЛЯРНОЇ ЛІНЗИ, ЩО ІМПЛАНТУЄТЬСЯ В ОКО ПІД ЧАС ХІРУРГІЇ КАТАРАКТИ

В роботі зроблено огляд методів та всіх чотирьох поколінь формул розрахунків оптичної сили інтраокулярної лінзи, що імплантується в око при лікуванні катаракти. Наведені переваги та недоліки методів. Показано, що головною перепоною точним розрахункам оптичної сили є поки ще неподолана передопераційна невизначеність післяопераційного розташування лінзи в оці. Передбачається, що методом вирішення вказаної проблеми є поєднання результатів передопераційної біометрії та додаткової біометрії в момент операції після видалення кришталика.

Ключові слова: оптична сила інтраокулярної лінзи, методи та формули розрахунків.

I.G. CHYZH, V.E. MYRONOVYCH, Y.V. KOPYLOV
National Technical University of Ukraine "Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute"

EVOLUTION OF METHODS FOR DETERMINATION THE OPTICAL POWER OF INTRAOCULAR LENS THAT IS IMPLANTED IN THE EYE AT CATARACT SURGERY

This article reviews the methods and all four generations formula for calculating the optical power of intraocular lens that is implanted in the eye for cataract's treatment. These advantages and disadvantages of methods have been reviewed as well. The research article is shown that the main obstacle to accurate calculation of optical power is preoperative uncertainty of postoperative location of the lens in the eye. We assume that by solving this problem is to combine the results of preoperative biometry and additional biometrics at the time of surgery after the removal crystalline lens.

Keywords: intraocular lens power, methods of calculation and formulas.

Вступ

Катаракта (помутніння кришталика) доволі поширена патологія зорового органу серед людей похилого віку. Метод лікування катаракти – хірургічний [1, 2]. При хірургії катаракти видаляють природний кришталик, а на його місце імплантують штучний – інтраокулярну лінзу (ІОЛ). Хірургія катаракти є поширеною операцією. Тільки в Україні кожного року імплантують більше ста тисяч ІОЛ, а у світі ця кількість становить десятки мільйонів. До цього числа додаються також операції імплантації штучних кришталиків у випадках втрати функцій природного кришталика через травми ока.

На цей час створено велику кількість різноманітних за своєю конструкцією кришталиків, які повертають оку навіть здатність до акомодації [3]. Проте переважна більшість (>90%) імплантованих ІОЛ має фіксовану оптичну силу, через що око з такою ІОЛ акомодаційну здатність втрачає. При цьому пацієнт вимушений користуватися окулярами для спостережень віддалених об’єктів, чи навпаки, об’єктів, розташованих поблизу.

Передопераційна підготовка хірургії катаракти передбачає визначення значення Р – оптичної сили ІОЛ, яка забезпечить оку бажану для пацієнта післяопераційну рефракцію. Під цим розуміється чіткий зір ока з імплантованою ІОЛ без окулярів на даль чи на коротку відстань, наприклад, при читанні книг чи при роботі з комп’ютером. Пацієнтам більш молодого віку, як правило, забезпечують еметропічну рефракцію для чіткого зору на даль, а для пацієнтів похилого віку нерідко прийнятною вважається міопічна рефракція в діапазоні (2…3) діоптрії.

Для визначення потрібної оптичної сили ІОЛ розроблено велику кількість біометричної апаратури, та створено вже чотири покоління спеціальних формул розрахунку Р за результатами біометрії ока. Однак і досі точне визначення потрібного персоніфікованого значення Р для ока конкретного пацієнта залишається до кінця невирішеною проблемою. Так при допустимій похибці післяопераційної рефракції у діапазоні ±0.25 діоптрій (дптр), що відповідає кроку 0.5 дптр оптичної сили ІОЛ, з яким вони виробляються, поширене значення фактичної похибки рефракції знаходиться в інтервалі ± 1 дптр, а трапляється і до ±3 дптр. При такій похибці пацієнт має користуватися декількома парами окулярів, що вважається невдалим результатом імплантації ІОЛ. З огляду на те, що імплантація ІОЛ навіть в Україні коштує від $500 до $1000, невдалий результат є дуже небажаним як для пацієнта, так і для хірурга-офтальмолога.

В даній роботі викладаються результати аналітичного огляду існуючих методів визначення Р ІОЛ з аналізом їх переваг і недоліків. Мета аналізу – прогнозування тенденцій і шляхів подальшого вдосконалення цих методів.

Постановка задачі

Непрозорість патологічного, враженого катарактою, кришталика є специфічною умовою, при якій потрібно передопераційно визначати оптичну силу ІОЛ, що імплантується в око. Непрозорість кришталика слугує головною перепоною для використання високоточних оптичних приладів і методів при вимірюваннях внутрішніх оптичних та геометричних параметрів оптичної системи ока. У таких випадках використовують ультразвукову біометрію. Проте акустичний метод вимірювань відрізків ока з повністю непрозорим кришталиком поступається точністю методу оптичної томографії.

Деякі з параметрів, наприклад, показники заломлення природних оптичних середовищ ока, розподіл показника заломлення у природному кришталику в його нормальному стані та показники заломлення скловидного тіла взагалі не вимірюються на живому оці. А тому при розрахунках значень потрібної оптичної сили ІОЛ використовують середньостатистичні значення вказаних показників заломлення, що призводить до методичних похибок визначення Р.

Неможливо точно відтворювати геометричну форму патологічного природного кришталика, а тому перед імплантацією ІОЛ досить проблематично заздалегідь точно прогнозувати її розташування в оці пацієнта. Причиною є недоступність інформації про геометричну форму внутрішньої поверхні кришталикового міхура після капсулорексіса та факоемульсіфікації катаракти та пов'язану з цим неможливість передбачити зчеплення гаптики ІОЛ з такою поверхнею, яким обумовлюється осьове розташування ІОЛ в оці пацієнта.

Післяопераційна довжина ока вздовж візуальної осі не завжди збігається з виміряною передопераційною довжиною через зміну величини очного внутрішнього тиску.

Можливим є переміщення ІОЛ в оці вздовж візуальної осі внаслідок післяопераційного стиснення капсульного міхура і гаптики ІОЛ, особливо при великому діаметрі зони капсулорексіса.

Проникнення інструментів через склеру при хірургії катаракти неодмінно спотворює форму зовнішньої поверхні рогівки, надаючи їй додаткову післяопераційну циліндричність. Таке спотворення не може бути заздалегідь точно прогнозованим.

Дані від виробника ІОЛ про величину Р конкретної моделі можуть бути істотно неточними.

Всі ці та інші фактори перешкоджають точному підбору ІОЛ. Наслідком є відхилення рефракційного стану прооперованого ока від запланованого.

Потреби подолання перешкод, що чинять вказані фактори, обумовлювали сутність методів розрахунку персоніфікованого значення Р ІОЛ та логіку розвитку цих методів. Тому задачею даної роботи є огляд розвитку методів, а також умов коректного застосування цих методів.

Про методи визначення персоніфікованого значення Р інтраокулярної лінзи

Відомі на цей час методи, формули і алгоритми розрахунку персоніфікованого значення оптичної сили інтраокулярної лінзи можна розділити на декілька груп за ознакою передньокамерної чи задньокамерної імплантації ІОЛ в око, а також за ознакою походження формул для розрахунків Р – теоретичного чи емпірично-регресійного.

Потрібно підкреслити, що переважна більшість імплантацій здійснюється у задню камеру, тобто у міхур природного кришталика, після видалення кришталика із міхура. Тому майже алгоритми розрахунку Р розроблені переважно для імплантацій ІОЛ у задню камеру.

Точний розрахунок значення Р потребує наявності точних даних про геометричні та оптичні параметри оптичних елементів та оптичних середовищ конкретного ока. Так у першу чергу необхідно мати дані про параметри геометричної форми передньої поверхні рогівки після факоемульсіфікації, довжину ока вздовж візуальної осі, розташування ІОЛ в оці вздовж візуальної осі, геометричні та оптичні параметри самої ІОЛ, показники заломлення рідини, яка буде заповнювати передню камеру після операції та показник заломлення скловидного тіла.

Згідно існуючого порядку такі дані отримують до операції за результатами біометричних досліджень ока пацієнта.

Починаючи з кінця 60-х років попереднього століття було створено декілька поколінь формул розрахунку оптичної сили ІОЛ [4–6]. Формули теоретичної групи ґрунтувалися на використанні теорії оптики параксіальних променів (гаусової оптики). Для цього було достатньо мати дані про радіус передньої поверхні рогівки, довжину ока (довжину передньо-заднього відрізка), положення ІОЛ відносно рогівки та усереднений показник заломлення прозорих середовищ ока. Але дані про розташування ІОЛ в оці при цьому методі були гіпотетичними, тобто теоретично прогнозованими. Це й слугувало головною причиною помилок післяопераційного стану рефракції ока та мотивом для пошуку інших, більш точних формул, що й привело до появи групи регресійних формул розрахунку персоніфікованих значень Р.

Назву регресійних вони отримали через застосування методу найменших квадратів щодо апроксимації функції, значення якої отримано експериментально при дії всякого роду завад і невизначеності деяких параметрів. Таку апроксимацію називають регресійною. Масивом даних для створення регресійних формул були результати біометрії ока, розрахунків Р за існуючими теоретичними формулами, виявлені похибки післяопераційної рефракції. Апроксимаційні коефіцієнти, як виявилося, можуть вказувати на більш вірогідне розташування ІОЛ в оці пацієнта на основі даних про довжину ока, глибину передньої камери, геометричних параметрів рогівки та конструктивних властивостей конкретної моделі ІОЛ.

Проте одним з найбільших недоліків регресійних формул є те, що вони не дають 100% гарантії точного визначення потрібного значення Р ІОЛ в першу чергу тому, що всі вони отримані з обмежених масивів даних, належних конкретним типам очей пацієнтів.

За класифікацією Holladay, перше покоління формул – точні оптичні та лінійні регресійні (Фьодоров, Binkhorst та ін.); друге покоління формул – теоретичні формули з уточнюючими параметрами (Binkhorst-II, Hoffer та ін.) та нелінійні регресійні формули (SRK II, Donzis-Kastl-Gordon та ін.); третє покоління формул – розрахунок ІОЛ з обчисленням персоніфікованого фактора для конкретного типу лінзи (Holladay 1, Hoffer Q та ін.); а також четверте (Haigis, SRK/T, Barret та ін.), яке характеризується наявністю

декількох констант, отриманих за результатом багатофакторного регресійного аналізу (Haigis) та більш точними оптимізованими показниками [6–8].

Найбільшою популярністю в даний час користуються формули і алгоритми розрахунків оптичної сили ІОЛ, авторами яких є Hoffer Q, Holladay 1, SRK / T, Barret [9–12].

Перше покоління формул

З поширенням інтраокулярної корекції афакії актуалізувалося питання індивідуального підбору оптичної сили ІОЛ. Формула розрахунку персоніфікованої оптичної сили ІОЛ, заснована на законах оптики і даних схематичного ока після проведеної екстракції катаракти та імплантації ІОЛ, вперше була опублікована у 1967 році [4, 5]. Для обчислення Р вимірювалися необхідні параметри: радіуси кривизни рогівки, її діаметр та довжина ока. Довжину ока визначали рентгенологічним методом, тому що широке застосування ультразвукової біометрії почалося тільки у 1972–1975 роках. Формула розрахунку Р ІОЛ була теоретичною. Вона дозволяла знайти рефракцію тонкої лінзи, що забезпечує фокусування зображення віддаленого предмета на сітківці. Але з того моменту і до теперішнього часу існує одне з головних питань – в якому місці вздовж осі розташується імплантована ІОЛ відносно рогівки чи сітківки. Точність прогнозування положення ІОЛ після імплантації має критичне значення при визначення Р ІОЛ. Нажаль і сьогодні не існує простої і достатньо достовірної методики передопераційного прогнозування відстані від вершини рогівки до площини, в якій буде перебувати ІОЛ**.**

Формули першого покоління створили Федоров, Gernet, Hoffer, Leary, Loyd, Oguchi, Ostholt, Rosenblum, Shammas; Colenbrander, Epstein; Thijssen; Van Der Heijde, Wang; C. Binkhorst, R. Binkhorst.

Базовими формулами першого покоління є такі:

формула Федорова [4]:

$$P = \frac{1336 - LK}{(L - C)(1 - \frac{CK}{1336})}; \quad (1)$$

формула Binkhorst [5, 12]:

$$P = \frac{1336(4r - L)}{(L - C)(4r - C)}; \quad (2)$$

формула Colenbrander-Hoffer [13]:

$$P = \frac{1336}{L - C - 0.05} - \frac{1336}{\frac{1336}{K} - C - 0.05}, \quad (3)$$

де P – оптична сила ІОЛ (у діоптріях) для досягнення післяопераційної еметропії;

L – осьова довжина ока (AL) (в мм);

$K = \frac{336}{r}$ –оптична сила передньої поверхні рогівки (в діоптріях);

C – післяопераційна глибина передньої камери (ACD) + рогівкова товщина, що є відстанню від передньої поверхні рогівки до ІОЛ (в мм);

r –середнє арифметичне значення радіусу рогівки (в мм).

Формули (1) – (3) можуть бути математично представлені в загальному вигляді [14]:

$$\mathrm{P} = \frac{N}{(L - C)} - \frac{N \cdot K}{N - KC}, \quad (4)$$

де N=1336 – показник заломлення склоподібного тіла і водянистої вологи помножений на 1000.

Проте наведені теоретичні формули мають істотні недоліки, а саме:

- вони призводять до неприйнятних післяопераційних рефракційних похибок при їх застосуванні до довгих і коротких очей, хоча вони виявляються достатньо точними для очей з осьовою довжиною ока (AL) між 22 мм і 24.5 мм [14];
- при застосуванні таких формул для отримання точного кінцевого результату необхідно мати точне значення глибини передньої камери ока C (ACD), що є достатньо проблематичним. Це й послужило поштовхом для створення "регресійних" формул, першою з яких стала SRK I, а в подальшому й другого покоління – формули SRK II, Donzis-Kastl-Gordon, Gills та інші.

Регресійні формули створювалися на основі клінічного матеріалу імплантацій і передопераційних біометричних даних. Післяопераційні результати використовувалися для пошуку методом регресії апроксимаційної функції залежності Р ІОЛ від передопераційної біометрії та післяопераційних результатів. Коефіцієнти апроксимації знаходилися методом найменших квадратів. Одним з таких коефіцієнтів є константа А, яка враховує дані біометрії ока та конструктивні властивості конкретної моделі ІОЛ, враховуючи найбільш прогнозоване осьове розташування цієї моделі в оці пацієнта [15]. Проте отримані у такій спосіб регресійні формули та апроксимаційні коефіцієнти можуть відрізнятися між собою, якщо при їх створенні використовуються дані від різних нозологічних груп пацієнтів.

Формула SRK I. Наближену лінійну регресійну формулу SRK I отримали американські автори Сандерс і Крафт для визначення без урахування товщини ІОЛ її оптичної сили Р у рідині [15]:

$$P = A - 2{,}5L - 0{,}9K, \quad (5)$$

де A – апроксимаційний коефіцієнт (A-константа) є залежним від моделі ІОЛ і експериментально встановленого найбільш вірогідного її розташування вздовж візуальної осі в оці пацієнта, апроксимаційні коефіцієнти -2,5 та -0,9 у виразі (5) є константами. Для існуючих моделей ІОЛ усереднене значення A становить ≅115 при імплантації ІОЛ у передню камеру, та ≅116.8 при імплантації ІОЛ у задню камеру; L – осьова довжина ока (в мм); K – середнє арифметичне значення (в діоптріях) оптичної сили передньої поверхні рогівки.

Якщо оптична сила ІОЛ має у повітрі оптичну силу $P_{пов}$, то у рідині з показником заломлення n_p вона має оптичну силу, розраховану за формулою (6), [16]:

$$P = \frac{n - n_p}{n - 1} \cdot P_{пов}, \tag{6}$$

де P – оптична сила ІОЛ у рідині; n – показник заломлення матеріалу ІОЛ; n_p – показник заломлення рідини; $P_{пов}$ – оптична сила ІОЛ у повітрі.

Друге покоління формул

Формула SRK II. Простота лінійної регресійної формули SRK I, яка отримана за рахунок використання емпіричних даних, зробило її дуже популярною. Але згодом виявилося, що ця формула є достатньо точною лише при її використанні для очей з довжиною $22\text{ мм} \le L < 24{,}5\text{ мм}$, і втрачає прийнятну точність при її застосуванні для «коротких» та «довгих» вздовж осі очей. Тому з'явилася модифікована формула SRK II, яка зовні не відрізняється від формули (5), але в ній значення константи A варіюється залежно від довжини ока $A + \Delta_a(L)$, [17]:

$A + 3$ для $L < 20$ мм ; $A + 2$ для $20\text{ мм} \le L < 21$ мм ; $A + 1$ для $21\text{ мм} \le L < 22$ мм ; $A - 1$ для $L > 24{,}5$ мм .

Формула SRK II на свій час забезпечувала високу ступінь точності прогнозування без будь-яких додаткових витрат з точки зору часу або грошей для користувачів оригінальної SRK формули. Константи, що використовуються в формулі, могли бути легко змінені хірургом в залежності від параметрів ока пацієнта, і таким чином сприяти офтальмологу більш точно прогнозувати оптичну силу ІОЛ.

Формула Binkhorst II. R.D. Binkhorst у 1981 році запропонувавши формулу (7) поліпшив прогноз післяопераційного положення ІОЛ в оці, [18, 19]:

$$P = \frac{1000 n_2 \{(1000 - VR_s)(n_2 r - (n_1 - 1)L_2) - rR_s L_2\}}{(L_2 - D)\{(1000 - VR_s)(n_2 r - (n_1 - 1)D) - rR_s D\}}, \tag{7}$$

де P – оптична сила ІОЛ (у діоптріях); n_2 – показник заломлення рогівки (1.333); V– відстань між задньою поверхнею пробної лінзи та передньою поверхнею рогівки (12 мм); Rs – післяопераційна рефракція ока; r – середній радіус кривизни рогівки (радіус мм); n_1 – показник заломлення водянистого та скловидного тіла (1.336); $L2$ – післяопераційна осьова довжина ока в (мм); D – післяопераційна глибина передньої камери (в мм).

Новим етапом в розрахунках оптичної сили ІОЛ стало використання у теоретичних формулах деяких коефіцієнтів, що характеризують розташування ІОЛ, розрахованих за емпіричними даними – змішані формули [11]. Їх широкому використанню сприяла можливість автоматизації розрахунків P за допомогою комп'ютерів, які сьогодні є звичайним атрибутом вимірювального офтальмологічного приладу.

Третє покоління формул

Друге покоління формул все ж давали рефракційні помилки. Це призвело до розробки третього покоління так званих "змішаних" формул. Вони базувалися на "точних" оптичних формулах, але в них використовувалися деякі додаткові коефіцієнти і поправки, отримані емпірично, які були відсутніми у формулах другого покоління. До формул третього покоління відносять формули Holladay, Hoffer Q, SRK / T , та ін..

Формула Holladay. Саме Holladay J.T**.** з 1988 року поклав початок третього покоління формул. Він ввів поняття SF - хірургічного фактора, що є відстанню між площиною райдужки і головною площиною ІОЛ, яке встановлюється емпірично за статистичними даними результатів імплантацій. Відстань SF рекомендувалася для подальшого застосування в якості атрибута конкретної моделі ІОЛ як і константа A. Зв'язок між SF та A був представлений формулою:

$$SF = 0{,}5663A - 65{,}6 \tag{9}$$

При цьому формула знаходження оптичної сили ІОЛ отримала вигляд [6]:

$$P = \frac{1000 n_a \{X - 0.001REF(V \cdot X + L2 \cdot r)\}}{(L2 - C2 - SF)[Y - 0{,}001REF\{V \cdot Y + r(C2 + SF)\}]} \tag{10}$$

де $X = n_a \cdot r - L_2(n_c - 1)$; n_a – показник заломлення рідкого та склоподібного тіла; $X = n_a \cdot r - L_2(n_c - 1)$; REF - післяопераційне очікуване значення рефракції ока; V – відстань між задньою поверхнею пробної лінзи офтальмологічної, встановленої перед оком, та передньою поверхнею рогівки; $L2$ – коригована осьова довжина ока (мм); r – середня кривизна рогівки; $C2$ – анатомічна дистанція між піком рогівки ока та райдужною оболонкою; SF – дистанція від райдужної оболонки до оптичного центру імплантованої ІОЛ (мм); $Y = n_a \cdot r - (n_c - 1)(C2 + SF)$.

$$C2 = 0.56 + Rag - \sqrt{Rag^2 - \frac{AG^2}{4}}\ ; \tag{11}$$

де $r < 7 \to Rag = 7$, $r \geq 7 \to Rag = r$, $AG = \frac{12.5L}{23.45}$, $AG > 13.5 \to AG = 13.5$.

Персоніфіковане значення дистанції *SF* розраховується за формулою (12), а її складові розписані виразами (13–18):

$$SF = \{-BQ - \frac{\sqrt{BQ^2 - 4AQ \cdot CQ}}{2AQ}\} - C2\,, \tag{12}$$

$$BQ = 0.001AREF\{L2 \cdot V\{(nc-1) - r(L2 - V \cdot na)\} - \{L2(nc-1) + na \cdot r\}\,, \tag{13}$$

$$AQ = (nc-1) - 0.001AREF\{V(nc-1) - r\}\,, \tag{14}$$

$$CQ = CQ3 - CQ2, \tag{15}$$

$$CQ3 = L2 \cdot na \cdot r - 0.001AREF \cdot L2 \cdot V \cdot r \cdot na, \tag{16}$$

$$CQ2 = \frac{1000na\{na \cdot r - L2(nc-1) - CQ1\}}{P}, \tag{17}$$

$$CQ1 = 0.001AREF[V\{na \cdot r - L2(nc-1)\} + L2 \cdot r], \tag{18}$$

де *C*2 - анатомічна дистанція між піком рогівки ока та райдужною оболонкою; $AREF = S + \frac{C}{2}$ - оптична сила, еквівалентна післяопераційній рефракції (дптр); *S*– оптична сила (сфера) у (дптр); *C* – оптична сила (циліндр) у (дптр).

Holladay J.T порушив питання необхідності стандартизації біометрії та кератометрії для підвищення точності розрахунків Р ІОЛ. Він проаналізував вплив конструктивних параметрів ІОЛ на помилки вказаних розрахунків та створив список більш ніж 800 зареєстрованих моделей ІОЛ зі значеннями констант *A, ACD і SF*, які часто виробниками ІОЛ спотворюються, тому що визначаються не за клінічними даними, а за параметрами аналогічних лінз. Проте навіть клінічні дані не гарантують помилок при визначенні вказаних констант, бо вони змінюються при зміні методу екстракції катаракти та способу фіксації ІОЛ, а це означає, що вони не можуть вважатися незмінними константами [6].

Формула Hoffer Q. Ця формула є модифікацію основної формули Colenbrander [9]:

$$\mathrm{P} = \frac{1336}{L - C - 0{,}05} - \frac{1{,}336}{\frac{1{,}336}{K + R} - \frac{C + 0{,}05}{1000}}\,, \tag{19}$$

де *P*– оптична сила ІОЛ (дптр); *L*– осьова довжина ока (мм); *C*– післяопераційна довжина передньої камери ока, що відображає її персоніфіковане значення *persACD,* та знаходиться за виразом (20); *K*– середнє значення оптичної сили рогівки (дптр); R – післяопераційна рефракція ока в площині рогівки (дптр).

$$C = X + Y \tag{20}$$

де $X = C1 + 0.3(L - 23.5) + (tgK)^2$;

$Y = 0.1M(23.5 - L)^2 tg\{0.1(G - L)^2\} - 0.99166$;

$L \leq 23 \to M = +1, G = 28; L > 23 \to M = -1, G = 23.5; L > 31 \to L = 3; L < 18.5 \to L = 18.5$;

$C1 = persACD = 0.5(L + N - \sqrt{(L - N)^2 + \frac{4 \cdot 1336(N - L)}{P}}) - 0.05$ – персоніфіковане значення *ACD* (мм);

$$N = \frac{1336}{K + AR}\,;\ AR = \frac{ARx}{1 - 0.012ARx}\,.$$

Значення *persACD* визначається положенням конкретного типу ІОЛ щодо вершини рогівки є атрибутом конкретного типу ІОЛ і його можна обчислити, знаючи хірургічний фактор *SF*, за емпіричною формулою [8]:

$$persACD = \frac{(SF + 3{,}595)}{0{,}9704}\,. \tag{21}$$

Формула SRK / T. Це нелінійна теоретична формула, емпірично оптимізована для післяопераційного значення *ACD*, товщини сітківки ока, і показника заломлення рогівки. Оцінювана післяопераційна значення *ACD* розраховується за формулами [11]:

$$ACD \text{ прогнозована} = H + \text{зміщення} \tag{22}$$

$$\text{Зміщення} = ACD - 3{,}336 \tag{23}$$

Уява про післяопераційне значення ACD прогнозована заснована на гіпотезі, що ІОЛ знаходиться на постійній відстані від розрахункової площині райдужки. *ACD* (константа) може бути знайдена,

використовуючи А-константу [5]:

$$ACD = (0{,}62467 \cdot A) - 68{,}747 \tag{24}$$

Висота рогівкового купола H являє собою відстань між рогівкою і площиною райдужної оболонки ока і обчислюється за формулою:

$$H = r - \sqrt{r^2 - \frac{W^2}{4}} \tag{25}$$

де H – висота купола рогівки; r – середнє значення радіусу поверхні рогівки (мм) $r = \frac{337.5}{K}$; W – поперечний діаметр рогівки.

Формула SRK / T використовує ту ж саму A-константу, яка була спочатку розроблена для лінійного рівняння SRK. A-константа включає кілька змінних, які містять інформацію про модель імплантату, техніку хірурга, імплантацію всередині ока і вимірювальне обладнання [20].

$$A = \frac{(-b + \sqrt{b^2 - 4ac})}{2a}, \tag{26}$$

де $a = 0.62467^2 \alpha$; $b = 0.62467\{2\alpha(H - 72.083) + \beta\}$; $c = \alpha(H - 72.083)^2 + \beta(H - 72.083) + \gamma$;

$\alpha : P(1 - nc) + 0.001P \cdot REF\{V(nc - 1) - r\}$;

$\beta : P[na \cdot r + L1(nc - 1) + 0.001REF\{L1 \cdot r + V \cdot L1(1 - nc) - na \cdot V \cdot r\}]$;

$\gamma : na[1000X - P \cdot L1 \cdot r + REF\{0.001P \cdot V \cdot L1 \cdot r - (V \cdot X + L1 \cdot r)\}]$.

Формули оптичної сили ІОЛ при еметропічній післяопераційній рефракції ока [11]:

$$P = \frac{1000na \cdot X}{(L1 - C1)Y}; \tag{27}$$

при аметропічній післяопераційній рефракції ока:

$$P = \frac{1000n_a\{X - 0.001REF(V \cdot X + L1 \cdot r)\}}{(L1 - C1)\{Y - 0{,}001REF(V \cdot X + C1 \cdot r)\}}, \tag{28}$$

де n_a – показник заломлення рідкого та твердого тіла (1,336);

$$X = na \cdot r - L1(nc - 1);$$

REF– очікувана післяопераційна рефракція ока (дптр);

V– відстань між задньою поверхнею пробної офтальмологічної лінзи та передньою частиною рогівки (мм), $V = 12$.

$$L1 = 0{,}65696 - 0{,}02029L;$$

r - середня кривизна рогівки (мм);

$C1 = H + Ofst$ – післяопераційне очікуване значення глибини передньої камери ACD (мм);

$$Y = na \cdot r - C1(nc - 1);$$

n_c – показник заломлення рогівки (1,333);

H – висота купола рогівки; $Ofst$ – розрахована відстань між райдужною оболонкою та оптичною поверхнею імплантованої ІОЛ, включаючи товщину рогівки (мм); $W = -5.41 + 0.58412LC + 0.098K$ – розрахункова товщина рогівки (мм),

якщо $L \le 24.2 \to LC = L$; при $L > 24.2 \to LC = -3.446 + 1.716 - 0.0237L^2$.

Четверте покоління формул

Формула Haigis. У 1991 році формула Haigis стала одною з основних формул четвертого покоління розрахованою для того, щоб подолати недоліки, які є наслідками базових припущень третього покоління формул. Формула Haigis не залежить від припущень щодо глибини передньої камери ока та вимагає реального виміру цього параметру. Крім того, формула Haigis не просто має одну "константу", а нараховує в своєму складі одразу три ($a0$, $a1$, $a2$), отримані за допомогою багатопараметричного регресійного аналізу[13]:

$$P = \frac{1000na}{L - d} - \frac{na}{\frac{na}{Z} - \frac{d}{1000}}, \tag{29}$$

$$Z = K + \frac{REF}{1 - \frac{REF \cdot V}{1000}}, \tag{30}$$

де $d = a0 + a1 \cdot ACD + a2 \cdot L$ (ACD $\neq 0$)

$$\mathrm{d} = (a0 - 0.241 \cdot a1) + (a2 + 0.139 \cdot a1)L \qquad (\mathrm{ACD} = 0)$$

$a0 = 0.62467A - 72.434$. Константа $a0$ впливає на результат розрахунку P аналогічно впливу A-

константи, хірургічного фактору *SF*, або *ACD* у формулах SRK / T, Holladay і Hoffer Q формул;

$a1 = 0.4$. Константа $a1$ прив'язана до виміряної глибини передньої камери;

$a2 = 0.1$. Константа $a2$ прив'язана до вимірюваної осьової довжини.

Параметр *d* означає ефективне розташування ІОЛ в оці, тобто відстань між передньою поверхнею рогівки та передньою головною площиною ІОЛ. У літературних джерелах його часто позначають абревіатурою *ELP*.

$$REF = \frac{1000(1000Y - K \cdot X)}{V(1000Y - K \cdot X) + 1000X}; \quad (31)$$

де *REF* – очікуване значення післяопераційної рефракції ока (дптр);

$Y = na(1000 \cdot na - L \cdot P + d \cdot P)$;

$K = \frac{1000(nc - 1)}{r}$ – оптична сила передньої поверхні рогівки (дптр);

$X = a2 \cdot P + 1000L \cdot na - d \cdot L \cdot P$.

У неоптимізованому вигляді формула Haigis має точність, близьку до формули Hoffer Q.

Персоналізація А-константи ІОЛ здійснюється за допомогою формул (32) та (33):

$$A = d\text{-}a1 \cdot ACD - a2 \cdot L + 72.434 \qquad (ACD \neq 0), \quad (32)$$

$$A = \frac{d\text{-}L(a2 + 0.139 \cdot a1) + 0.241 \cdot al + 72.434}{0.62467} \qquad (ACD = 0), \quad (33)$$

де $$d = \frac{P(L \cdot Z + 1000na) - \sqrt{P^2(L \cdot Z + 1000na)^2 - 4P \cdot Z(1000L \cdot na \cdot Z + 1000L \cdot na \cdot P - 1000^2 \cdot na^2)}}{2P \cdot Z}$$

Щоб підвищити точність розрахунку *P*, формула Haigis спочатку повинна бути повністю оптимізована за всіма трьома константами. Оптимізація формули Haigis починається із збору перед- і післяопераційних даних сотень пацієнтів. За допомогою регресійного аналізу $a0$, $a1$ і $a2$ константи розраховуються індивідуально, налаштовуючи прогнозування оптичної сили ІОЛ таким чином, щоб максимально наблизитись до точних результатів в широкому діапазоні осьових довжин і передньої глибині камери. У програмному забезпеченні IOLMaster, є можливість вводу всіх трьох оптимізованих констант після того, як вони будуть знайдені [21].

Формула Holladay II. Формула Holladay II вважається однією з найточніших формул. Програмне забезпечення в усіх сучасних біометрах містить для використання цю формулу, як одну з ефективніших.

Формула Holladay II отримана у 1998 році. Вона є однією з формул четвертого покоління. В ній зроблена спроба враховувати всі фактори для визначення осьової довжини ока шляхом включення якомога більшого масиву даних біометрії ока. Формула Holladay II використовує такі дані, як горизонтальний діаметр райдужної оболонки (WtW), діаметр рогівки, глибина передньої камери ACD, товщина лінзи, передопераційна рефракція і навіть вік пацієнта. Ця інформація ефективно працює як система розпізнавання образів.

Було встановлено, що формула працює з високою точністю для великої різноманітності очей пацієнтів. Формула Holladay II залишається теоретичною, але ґрунтується на даних з 35000 пацієнтів, зібраних у 35 дослідницьких центрах. Сама формула не опублікована, але використовується в програмах та приладах для розрахунку оптичної сили ІОЛ[21].

Формула Barrett. Формула G. D. Barrett заснована на теоретичній моделі ока, в якій глибина передньої камери пов'язана із осьовою довжиною ока та результатами кератометрії рогівки. Зв'язок між А-константою та «фактором ІОЛ» також використовується для визначення глибини передньої камери. Сама ІОЛ у формулах представлена своїми головними площинами, тому хірургу не потрібно знати матеріал та конструкцію ІОЛ. Автор стверджує, що перевірка формули на 100 пацієнтах із груп з короткими, середніми та довгими очами показала більш точні результати визначення Р, ніж за формулами третього покоління Holladay та SRK / T. Свої формули автор називає універсальними, проте алгоритм і самі формули автор не публікує [22].

Порівняльний аналіз результатів визначення Р за різними формулами

В таблиці наведені результати визначення Р ІОЛ, отримані з використанням біометрії на ІОЛ-Мастер фірми Zeiss на обох очах 10 пацієнтів. Довжини очей, як видно, відносяться до всіх типів – «коротких», «нормальних» та «довгих». Дані біометрії осереднювалися за 10 сеансами біометрії на кожному оці. Розрахунки Р здійснювалися для кожного ока за формулами, назви яких наведені у таблиці. В останньому стовпці показано Δ[дптр] – діапазон зміни значень Р при розрахунках за вказаними формулами.

Дані, наведені в останньому стовпці таблиці, свідчать про те, що значна кількість очей отримала надто велику розбіжність значень Р, щоб на основі таких результатів розрахунку здійснювати впевнений вибір ІОЛ з потрібною оптичною силою. А це у свою чергу показує відсутність остаточного вирішення проблеми точного визначення потрібного персонального значення Р ІОЛ для будь-якого ока.

Таблиця 1

Результати біометрії очей і розрахунків Р ІОЛ

№	Вік	L[мм] (AL)	R[мм]	Aconst	P IOL [дптр]				Δ [дптр]
					SRKII	HofferQ	Holladay	SRK/T	
1	82	22,35	7,25	119,03	21,26	20,97	21,06	21,49	0,52
2	82	22,19	7,35	119,03	22,23	22,43	22,41	22,7	0,47
3	79	22,78	7,46	119,03	21,39	21,11	21,16	21,43	0,32
4	79	22,80	7,42	119,03	21,07	20,63	20,72	21,04	0,44
5	78	22,7	7,30	119,03	20,67	20,05	20,2	20,63	0,62
6	78	22,62	7,11	119,03	20,41	19,67	19,85	20,36	0,74
7	67	25,21	7,21	119,03	13,35	10,26	11,18	11,73	3,09
8	67	25,32	7,20	119,03	13,01	9,80	10,75	11,29	3,21
9	59	25,98	7,59	119,03	13,53	11,35	11,70	12,11	2,18
10	59	25,91	7,51	119,03	13,31	10,90	11,34	11,78	2,41
11	58	21,87	7,75	119,78	26,94	27,74	27,39	27,21	0,8
12	58	22,04	7,89	119,78	26,18	28,01	27,61	27,36	1,83
13	57	21,99	7,30	119,03	23,47	22,86	22,81	23,11	0,66
14	57	21,52	7,32	119,03	24,73	24,90	24,72	24,91	0,19
15	49	24,68	8,20	119,03	19,79	20,11	19,96	19,83	0,32
16	49	24,45	8,05	119,03	20,17	19,79	19,73	19,71	0,46
17	39	23,19	7,83	119,03	22,26	22,41	22,28	22,3	0,15
18	39	23,33	7,93	119,03	22,40	22,64	22,46	22,43	0,24
19	9	23,86	7,50	119,03	18,88	17,53	17,81	18,22	1,35
20	9	23,26	7,49	119,03	20,35	19,60	19,74	20,06	0,75

З нашої точки зору не слід дивуватися цьому факту, тому що всякі математичні конструкції, (3-є, 4-е покоління формул) створені для прогнозування розташування ІОЛ в оці пацієнта на основі передопераційних зовнішніх антропометричних параметрів ока (довжини ока, радіусу поверхні рогівки, діаметру райдужки та ін.), не можуть гарантувати точний прогноз щодо розташування ІОЛ вздовж візуальної осі, який конче потрібний для точного розрахунку Р.

Висновки

1. Незважаючи на те, що вже пів століття ведуться пошуки алгоритму точних розрахунків потрібної оптичної сили ІОЛ, які імплантується в око при хірургії катаракти, досі не існує методу визначення цього параметру з похибками, які гарантовано узгоджуються з кроком у 0.5 дптр, з яким виготовляються ці лінзи.
2. Хоча поєднання точних і емпіричних методів визначення значень Р і призвело до суттєвого підвищення точності прогнозування потрібного значення цього параметру, тим не менш клінічна практика показує відсутність повного вирішення проблеми досягнення потрібної точності.
3. Причиною факту, відміченого у п.2, вочевидь є обмеження можливостей точного визначення параметру Р на основі передопераційної біометрії через надто велику природну різноманітність індивідуальних антропометричних властивостей будови кожного ока.
4. Вважаємо, що перспективним напрямком подальшого вдосконалення методів визначення параметру Р є поєднання результатів передопераційної біометрії та біометрії, яку потрібно здійснювати при хірургії катаракти в момент після видалення патологічного кришталика і підготовки ока до імплантації штучного, що може підвищити об'єктивність даних, потрібних для більш точних розрахунків Р.

Література

1. Сергиенко Н.М. Интраокулярная коррекция / Сергиенко Н.М. – К. : «Здоровья», 1990. – 126 с.
2. Сокуренко В.М. Око людини та офтальмологічні прилади / В.М. Сокуренко, Г.С. Тимчик, І.Г. Чиж. – К. : НТУУ«КПІ», 2009. – 264 с.
3. Разновидности интраокулярных линз (ИОЛ) [Електронний ресурс]. — Режим доступу : http://docbondarenko.com.ua/oborudovanie-i-tekhnologii/lens-all.html— Назва з екрану.
4. Федоров С.Н. Методика расчета оптической силы интраокулярной линзы / С.Н. Федоров, А.И. Колинко, А.И. Колинко // Вестн. офтальмологии. – 1967. – № 4. – С. 27–31.
5. Nema H. V., Nitin Nema. Diagnostic procedures in ophthalmology. Third edition. – New Delhi; Philadelphia : Jaypee Brothers Medical Publishers (P) LTD, 2014. – 291 p.
6. Holladay J.T., Prager T.C., Chandler T.Y., etc. A three-part system for refining intrajcular lens power calculation. J. Cataract Refract. Surg. 1988. Vol. 14. P. 17–23.
7. Holladay J.T., Prager T.C., Ruiz R.S., Lewis J.W., Rosenthal H. Improving the predictability of calculation calculations. Arch. Ophthalmol. 1986. Vol. 4. P. 539–541.
8. Филиппова О.М. Выбор тактики хирургического вмешательства и планирования послеоперационной рефракции при глаукоме, катаракте и миопии / О.М. Филиппова // Глаукома. – 2002. –

№ 2. – С. 44–51.

9. Hoffer K.J. The Hoffer Q formula: a comparison of theoretic and regression formulas. J. Cataract Refract. Surg. 1993. Vol. 19. P. 700–712.

10. Holladay J.T., Prager T.C., Ruiz R.S., Lewis J.W. et al. A three-part system for refining intraocular lens power calculation. J. Cataract Refract. Surg. 1988. Vol. 14. P. 17–24.

11. Sanders D.R., Retzlaff J., Kraff M.C. Development of the SRK/T IOL power calculation formula. J. Cataract Refract. Surg. 1990. Vol. 16. P. 333–340.

12. Binkhorst R.D. The optical design of intraocular lens implants. Ophthalnic Surg 1975; 6: 17–31.

13. Swadique M., Nazia D., Mol I. S. "Comparison of Accuracy of SRK T And Hoffer Q Formula in Short Eye Balls". National Journal of Medical and Allied Sciences. 2015. Vol. 4 (1). P. 56–61.

14. Retzlaff J. Sanders D., Kraff M. A manual of implant power calculation. Oregon: Medford, 1982.

15. Sanders D.R., Kraff M.C. Improvement of intraocular lens power calculation using empirical data. Am. Intra-Ocular Implant Soc. J. 1980. Vol. 6. P. 263–267.

16. Millodot M. Dictionary of Optometry and Visual Science, UK: Elsevier Health Sciences, 2009, pp. 342–343.

17. Sanders D.R., Retzlaff J., Kraff M.C. Comparision of the SRK-2 formula and other second-generation formulas. J. Cataract Refract. Surg. 1988. Vol. 14. P. 136–141.

18. Binkhorst R.D. Intraocular lens power calculation manual-a guide to the authors. TI-58/51. Intraocular lens power module, 2nd ed. New York: Binkhorst, 1981.

19. Dang M.S., Raj S. SRK II formula in the calculation of intraocular lens power. British Journal of Ophthalmology. 1989. Vol. 73(10). P. 823–826.

20. John H. Shammas. Intraocular lens power calculations. Slack Incorporated. 2004. P. 9–10.

21. Tyson F. Choosing the Proper Formula for Accurate IOL Calculations. Ophthamology Management, Issue: August 2006.

22. Barrett G. D. "An improved universal theoretical formula for intraocular lens power prediction", Journal of Cataract and Refractive Surgery, Vol. 19, 1993, pp. 713–720.

Рецензія/Peer review : 7.3.2017 р. Надрукована/Printed :13.4.2017 р.
Рецензент: д.т.н., проф. Тимчик Г.С.