

УДК 617.741-007.21

І.Г. ЧИЖ, Я.В. КОПИЛОВ, В.Є. МИРОНОВИЧ

Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»

**АПАРАТНЕ ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ БІОМЕТРІЇ ОКА ПРИ ХІРУРГІЇ КАТАРАКТИ**

*В роботі зроблено огляд апаратних засобів для передопераційної біометрії ока при лікуванні катаракти. Розглянуто принципи дії приладів для вимірювання кривизни поверхні рогівки методом кератотопографії, геометричної осьової довжини передньої камери і довжини ока методами ультразвукової локації та оптичної томографії, переваги та недоліки цих методів, обмеження їх застосування. Для підвищення точності визначення оптичної сили інтраокулярної лінзи запропоновано спосіб відтворення геометричних параметрів ока після видалення кришталика під час хірургії катаракти.*

*Ключові слова: передопераційна біометрія ока, біометрія афакічного ока, оптична сила інтраокулярної лінзи.*

I.G. CHYZH, Y.V. KOPYLOV, V.E. MYRONOVYCH

National Technical University of Ukraine "Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute"

**EYE'S BIOMETRIC HARDWARE OF CATARACT SURGERY**

*This paper reviews the hardware for preoperative biometry of the eye in the treatment of cataracts. The principles of action devices for measuring the curvature of the corneal surface by keratotopography, geometric axial length of the anterior chamber of the eye and the length of ultrasonic location method and optical imaging, the advantages and disadvantages of these methods, limiting their use. To increase the accuracy of optical power IOL lens provides a method of reproduction geometric parameters of the eye after removal of the lens during cataract surgery.*

*Keywords: preoperative biometrics, biometrics aphakia of eye, optical power IOL.*

**Вступ**

Катаракта – помутніння кришталика – поширена патологія ока у людей похилого віку, яка може призводити до повної втрати зору. Лікування катаракти хірургічне. Воно передбачає видалення патологічного кришталика та імплантацію штучного – інтраокулярної лінзи (ІОЛ). Око з імплантованою ІОЛ втрачає акомодативну здатність. Тому перед імплантацією виконується відповідальний етап – визначається оптична сила ІОЛ, яка забезпечить оку еметропію, або по бажанню пацієнта невелику короткозорість для спостережень без окулярів об'єктів, що знаходяться на невеликій відстані від ока. Похибки визначення оптичної сили ( $\Phi_{\text{ІОЛ}}$ ) імплантованої ІОЛ мають негативні наслідки для пацієнта, що призводять до необхідності використання однієї чи декількох пар окулярів, а іноді і до появи анізейконії – неоднакових за розмірами зображень одного і того ж об'єкта на сітківках правого та лівого ока. Тому з часів впровадження у клінічну практику імплантації штучних кришталиків в око з потреб цієї практики почали розроблятися апаратні засоби, функція яких полягала у здійсненні передопераційної біометрії ока і отриманні даних для визначення потрібної оптичної сили ІОЛ, а саме:

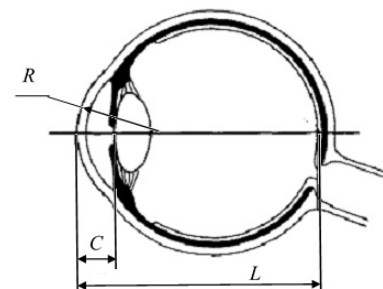
$R$  – радіусу поверхні рогівки, а якщо він не є однаковим у різних перетинах рогівки, то максимального і мінімального значення радіуса, а також кутового розташування головного перетину рогівки, де радіус є мінімальним;

$L$  – довжини ока (передне-задній відрізок) як відстані між поверхнею рогівки і сітківкою вздовж візуальної осі ока;

$C$  – глибини передньої камери – відстані між поверхнею рогівки і кришталиком.

На цей час створено достатню кількість апаратури, яка дозволяє отримувати біометричні передопераційні дані з використанням для цього сучасних досягнень науки, техніки та технології. Проте й досі не рідкі є невдалий результат імплантації ІОЛ із різних причин, в тому числі і через похибки біометрії [1, 2].

Тому подальше вдосконалення методів біометрії ока та їх апаратного забезпечення залишається актуальною задачею.

Рис. 1. Схема ока людини з відрізками  $R$ ,  $C$ ,  $L$ **Постановка задачі**

Вирішення проблеми точного визначення оптичної сили інтраокулярної лінзи, що імплантується в око конкретного пацієнта з гарантованим забезпеченням планової післяопераційної рефракції, потребує аналізу переваг і недоліків методів вимірювань біометричних параметрів, умов їх використання, факторів, що перешкоджають досягненню планових результатів. Це дозволить критично оцінити традиційні підходи щодо підготовки імплантації ІОЛ і запропонувати інші. Метою є розробка нового методу визначення  $\Phi_{\text{ІОЛ}}$  ІОЛ, який повинен бути вільним від недоліків попередніх.

**Методи вимірювань параметрів  $R$ ,  $L$ ,  $C$** 

**Вимірювання радіусу поверхні рогівки  $R$ .** Найбільший обсяг інформації про форму поверхні рогівки, а точніше відхилень її від сфери, надає метод кератотопографії, якій реалізовано у багатьох

вимірювальних офтальмологічних приладах [3]. Суть його полягає в тому, що перед оком встановлюється об'єкт з елементами правильної геометричної форми, наприклад випромінюючі концентричні кільця. Аналізується віддзеркалене від поверхні рогівки зображення такого об'єкту. Математична обробка зображення з виявленням геометричних параметрів зображення та його спотворень дозволяє відтворити топографію поверхні рогівки. Такі дані про форму поверхні рогівки можна отримати за допомогою сучасного кератотопографера, спрощена схема якого показана на рис. 2.

Перед оком на строго визначеній відстані встановлюється екран з кільцями Пласідо, рис. 2а.

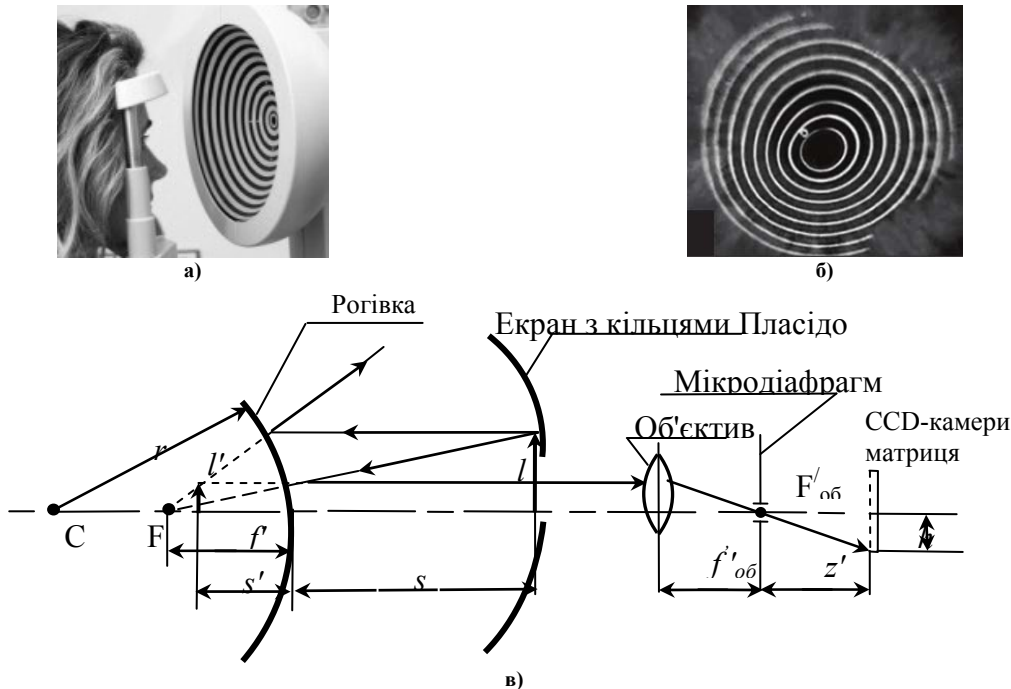


Рис. 2. Схема до пояснення дії сучасних вимірювачів параметрів геометричної форми поверхні рогівки – радіусу кривизни, сферо-циліндричності та ін.: а) екран з кільцями Пласідо, встановлений перед оком пацієнта; б) дзеркальне рогівкове зображення кілець Пласідо, зареєстроване CCD-камерою; в) оптична схема приладу для відтворення топографії поверхні рогівки за допомогою кератотопографера

Промінь, що прямує від наперед визначеної ділянки конкретного кільця Пласідо з радіусом  $l$  у напрямку дзеркального фокусу  $F$  передньої поверхні рогівки, відбивається від неї і прямує у зворотному напрямку паралельно оптичній осі рогівки та оптичній осі об'єктива. Далі він проходить через задній фокус  $F'_{об}$  об'єктива і потрапляє на поверхню фотоприймача зображень (матрицю CCD-камери). Телевізійна камера, що підключена до комп'ютера, дозволяє зареєструвати зображення кілець Пласідо, сформоване рогівкою як опуклим сферичним дзеркалом, рис. 2б. По ідентифікованому зображенню ділянки кільця Пласідо визначається відстань  $h$ , а потім за формулою (1) розраховується радіус кривизни поверхні рогівки у точці, де відбивається промінь. Виділити промінь, вказаний на рис. 2в, дозволяє мікродіафрагма, розташована у фокусі об'єктива.

$$r = \frac{2s}{\frac{lz'}{hf'_{об}} - 1} \tag{1}$$

Якщо поверхня рогівки не має сферичної форми чи осьової симетрії, то зображення кілець Пласідо має вигляд деформованих децентрованих кілець, рис. 2б. Відповідна математична обробка отриманого зображення дозволяє виявити тороїдальність рогівки, яка призводить до астигматизму – аберації, що суттєво впливає на гостроту зору, зменшуючи її, і яку можна виправити підбором спеціальних сфероциліндричних інтраокулярних лінз.

**Вимірювання параметрів  $C, L$ .** Довжина передньої камери  $C$  та осьова довжина ока (задне-передній відрізок) вимірюються методом ультразвукової ехолокації або методом когерентної оптичної томографії.

#### Ультразвукова ехолокація

Ультразвук (УЗ) – механічні коливання з частотою більшою за 20 КГц. Для медичної діагностики використовуються коливання з частотою 0.8-10 МГц. Швидкість розповсюдження УЗ-хвиль у повітрі  $\approx 340$  м/с, а у воді та м'яких тканинах  $\approx 1500$  м/с, тому довжина вказаних хвиль у тканинах людини знаходиться в діапазоні (1.9 – 0.15) мм і можуть відбиватися від мікронеоднорідностей з такими ж розмірами [4].

Кожне середовище має свій хвильовий опір. Якщо два середовища мають опір  $R_1$  та  $R_2$  відповідно, то при відношенні  $R_1/R_2=0$  перехід УЗ-хвилі з першого середовища в друге неможливий, що призводить до повного відбиття хвилі. При переході УЗ-хвилі із повітря у тіло рогівки відбиття становить майже 99.9%,

тому з повітря, тобто безконтактно, в око УЗ-хвилі практично не потрапляють. У зв'язку з цим ультразвуковий випромінювач притискається до рогівки через спеціальне желе для видалення повітряного проміжку між випромінювачем УЗ-хвилі та рогівкою.

На межі розділу середовищ, що відрізняються хоч трохи хвильовим опором, відбувається відбиття УЗ-хвилі. Її можна зареєструвати як відлуння від вказаної межі. Для цього слугують ультразвукові сканери. На рис. 3 показані сигнали-відлуння від поверхонь рогівки, кришталика та сітківки.

При відомій швидкості розповсюдження УЗ-хвилі часові інтервали між відлуннями дозволяють визначати довжину окремих ділянок ока, наприклад вздовж візуальної осі, що називається ультразвуковим А-скануванням. При середній швидкості розповсюдження імпульсу УЗ-хвилі в середовищах ока 1500 м/с відлуння від сітківки при довжині ока 25 мм надходить у А-сканер через 33 мікросекунди. За цей інтервал часу око не змінює свого положення через тремор, що сприяє точності біометрії.

Перевагою УЗ-сканування ока є те, що воно дозволяє здійснювати сканування ока від рогівки до сітківки при непрозорому кришталику, враженому катарактою. Але у цього методу все ж є свій недолік – це потреба забезпечення механічного контакту випромінювача А-сканера із рогівкою, див. рис. 3.

Притискання приладу до рогівки може призводити до недопустимих похибок вимірювання довжини передньої камери (С) та передне-заднього відрізка (L) [6, 7]. Наприклад, осьова деформація рогівки на 1 мм від притискання ультразвукового А-сканера викликає похибку вимірювання параметрів  $L$  і  $C$ , що набагато перевищує похибку самого ультразвукового сканера. Ще одним фактором, який зменшує точність ультразвукового методу, є відсутність точних апріорних даних про швидкість УЗ-хвилі у конкретних середовищах ока конкретної людини [1].

**Оптична когерентна томографія ока** по своїй суті аналогічна акустичній локації. Але світло розповсюджується в оптичних середовищах ока із швидкістю, яка майже у 150 тисяч раз є більшою швидкості акустичних хвиль. Тому інтервал часу для проходження світла від поверхні рогівки до сітківки і в зворотному напрямку складає приблизно  $2.2 \cdot 10^{-12}$  С, виміряти який з потрібною точністю поки що технічно неможливо. Вирішити проблему вдається методами інтерферометрії і томографії [8, 9]. Ці методи дозволяють здійснювати вимірювання  $C$ ,  $L$  та інших відрізків за допомогою схем двопробневих інтерферометрів з використанням в них випромінювачів світла з низькою поздовжньою просторовою когерентністю.

На рис.4 показано спрощену схему оптичного вимірювача відрізків  $C$ ,  $L$ . Він має у своєму складі джерело світла з коліматором, інтерферометр Майкельсона з референтним рухомим дзеркалом, фотоприймач з аналізатором електричного сигналу, підключений до комп'ютера. Випромінювач в цьому вимірювачі повинен генерувати світло з низькою поздовжньою просторовою когерентністю, довжина якої повинна бути на рівні допустимої похибки вимірювання вказаних відрізків – десятих і навіть сотих часток міліметра. Світлодільник відбиває частину світлового потоку в бік референтного дзеркала, а іншу частину направляє в око пацієнта. Відбиті від референтного дзеркала світлові хвилі і ті, що відбиваються від оптичних поверхонь ока, утворюють в зоні фотоприймача рухому інтерференційну картину, що перетворюється одноелементним фотоприймачем у відповідний електричний сигнал. В той момент, коли оптична

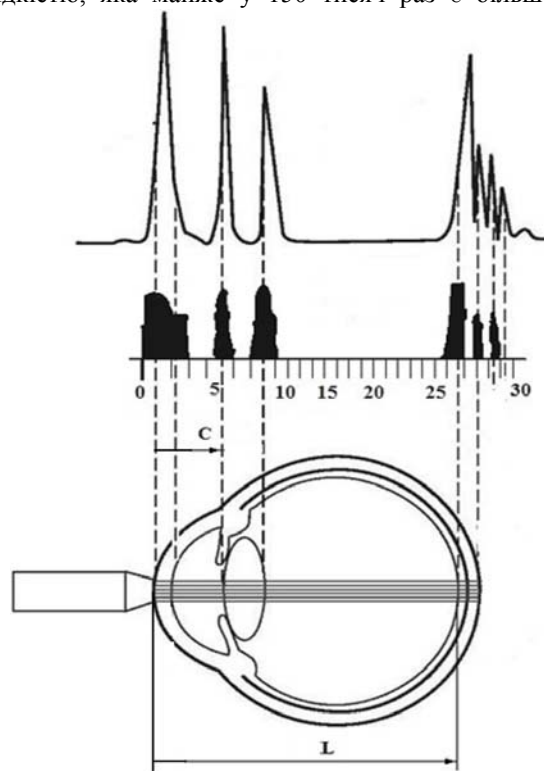


Рис. 3. Ультразвукова ехолокація ока з метою вимірювання відрізків  $C$ ,  $L$

довжина шляху від референтного дзеркала до фотоприймача дорівнює оптичній довжині шляху від окремої поверхні ока до фотоприймача, інтерференційна картина із нестаціонарної перетворюється у стаціонарну завдяки когерентності цих двох хвиль. На виході фотоприймача спостерігається імпульсне зростання амплітуди гармонічного сигналу, рис.4. Якщо референтне дзеркало має стабільну швидкість переміщення вздовж осі –  $V$ , то доплерівська частота цього гармонічного сигналу  $\nu$  визначається за формулою  $\nu = \frac{2V}{\lambda}$ , де  $\lambda$  – довжина світлової хвилі. В

зареєстрованому на цій гетеродинній частоті сигналу, може бути виявлено присутність відлуння від різних оптичних поверхонь ока, на яких змінюється показник заломлення чи спостерігається розсіювання світла, рис. 4.

Положення дзеркала вздовж осі – координата  $Z_{ref}$ , при якому спостерігається перше зростання

амплітуди гармонічного сигналу завдяки відбиттю світла від передньої поверхні рогівки, слугує початком вимірювання відрізків  $C$ ,  $L$  та інших.

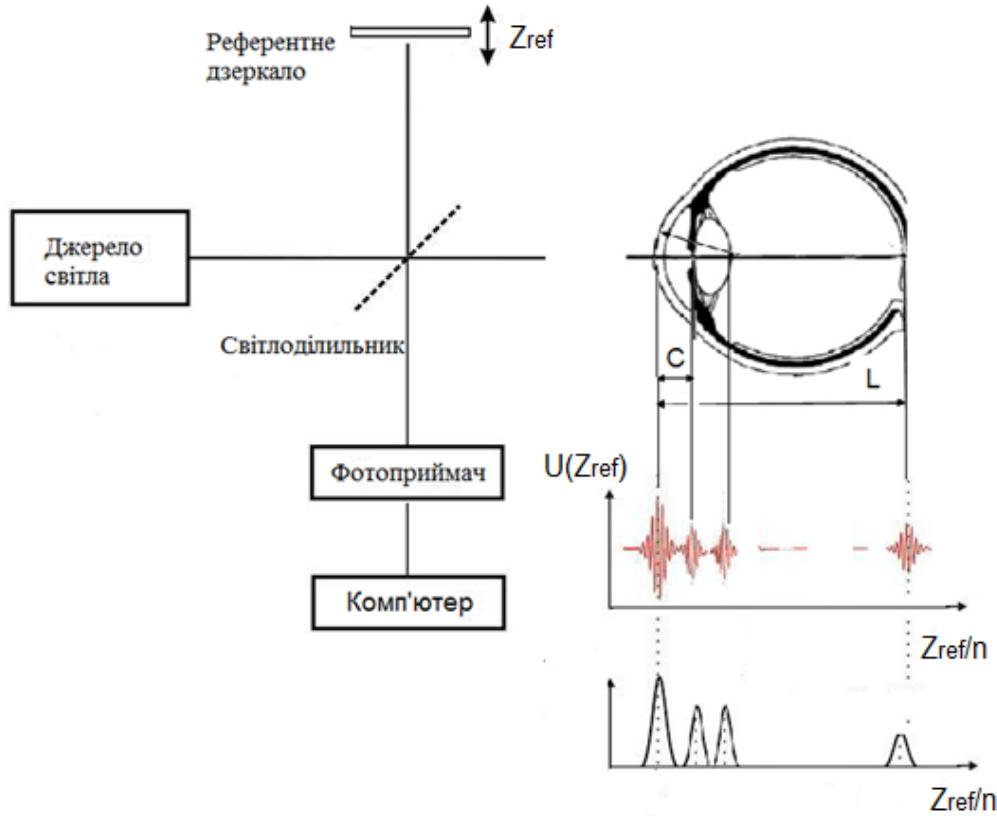


Рис. 4. Низькокогерентна томографія оптичної системи ока з метою вимірювання відрізків  $C$ ,  $L$

При визначенні довжини відрізків  $C, L$  потрібно виміряну їх оптичну довжину перевести у геометричну, поділивши відповідні значення оптичної довжини на показник заломлення  $n$  оптичних середовищ ока.

Потенційні можливості методу, щодо точності визначення відрізків  $C$ ,  $L$  та інших, обмежуються позовжною просторовою когерентністю випромінювання [10, 11]. При використанні суперлюмінесцентних світлодіодів можна досягти позовжньої роздільної здатності методу у декілька мікронів, яку виробники таких приладів видають за похибку вимірювання відрізків. Проте систематичні та випадкові помилки вимірювань цих відрізків можуть бути значно більшими тільки через відсутність точних апріорних даних про розподіл показника заломлення середовищ ока вздовж ліній сканування. До того ж можливості методу є обмеженими при втраті прозорості середньої рогівки, щільних заднекапсулярних катарактах, помутніннях скловидного тіла, макулярних патологіях та ін. [12].







На цей час розроблено достатню кількість приладів для передопераційної біометрії ока. В таблиці наведені дані про деякі з них.

Таблиця 1

Прилади для передопераційної біометрії ока

Назва приладу	Виробник	Зовнішній вигляд приладу	Параметри ока, що вимірюються
1	2	3	4
Lenstar LS 900	Haag-Streit (Швейцарія)		1–7 з використанням технології Optical Low Coherence Reflectometry (OLCR)
AL-100	Tomek (Японія)		3–5, 7

Продовження табл. 1

1	2	3	4
AL Scan	NIDEK (Японія)		1, 3, 5, 7
Bioline	OPTIKON (Італія)		1, 3, 5, 7
IOL Master 500	Zeiss (Німеччина)		1, 3, 5, 7
IOL Master 700	Zeiss (Німеччина)		1, 3, 5, 7 з технологією SweptSource оптичної когерентної томографії
Alladin	Topcon (Японія)		1, 3, 5–7
ORA™ System	Алкон (США)		1, 3, 5, 7 + аберація оптичної системи ока після видалення кришталика

Параметри ока, що відтворюються приладами: 1 – радіуси кривизни рогівки (R), 2 – товщина рогівки (пахіметрія), 3 – глибина передньої камери (C), 4 – осьова товщина кришталика, 5 – довжина осі (L), 6 – діаметр радужки, 7 – розрахунок оптичної сили ІОЛ, що підлягає імплантації в око пацієнта.

Незважаючи на велику кількість досконалої біометричної апаратури, яка використовується для вимірювань біометричних параметрів ока пацієнта, результати визначення потрібної оптичної сили ФІОЛ інтраокулярної лінзи (ІОЛ), що підлягає імплантації в око конкретного пацієнта, не завжди є задовільними [13, 14]. Так доволі часто післяопераційна рефракція ока пацієнта відхиляється від запланованою більш ніж на одну діоптрію, а буває і до трьох-п'яти діоптрій при допустимій  $\pm 0.5$  дптр і навіть  $\pm 0.25$  дптр (відповідно існуючому кроку зміни значень ФІОЛ інтраокулярних лінз, що виробляються). Аналіз причини цього явища показує, що існує декілька діючих факторів – обмежена фактична точність біометричних вимірювань, обмежені можливості прогнозування точного розміщення ІОЛ в оці пацієнта після імплантації, похибки самих формул розрахунків ФІОЛ ІОЛ на основі біометричних даних, зміни геометричних параметрів ока після видалення кришталика і заповнення передньої камери і кришталикового міхура рідиною для підтримки потрібного тиску в оці. Останнє може призводити до істотних розбіжностей між вимірними перед операцією значеннями геометричних параметрів ока (за допомогою яких розраховується Р ІОЛ) і фактичними значеннями цих же параметрів, які вони отримали після хірургічного втручання в око. Останній з перелічених факторів може переважати над іншими, тому на фірмі Алкон (США) реалізовано спробу доповнити офтальмологічний хірургічний мікроскоп вимірювачем хвильової аберації ока, що дозволяє здійснити аберацію ока в момент після видалення кришталика (прилад ORA™ System), [15]. За задумом авторів аерація афакічного ока повинна була виявити ті величини

дефокусу, осьових аберацій, первинного астигматизму та інших абераційних мод, які б дозволили більш точно визначати значення  $R$  та більш точно виправляти астигматизм. Однак використання цього приладу поки що не призвело до очікуваного суттєвого позитивного результату. Це можна пояснити істотним впливом на результати aberометрії умов її здійснення і фізичного стану ока. Під час проведення операції ці умови є далекими від потрібних, що призводить до збільшення похибок aberометрії. Наслідком можуть стати додаткові похибки післяопераційної рефракції ока. Крім того ринкова ціна апарату ORA™ System перевищує 100 тисяч доларів. Така ціна робить його недоступним для переважної більшості офтальмологічних клінік.

Нами пропонується більш простий в технічній реалізації метод визначення біометричних параметрів ока в момент після капсулорексису та факоемульсіфікації катаракти, принцип дії якого пояснюється за допомогою рис. 5.

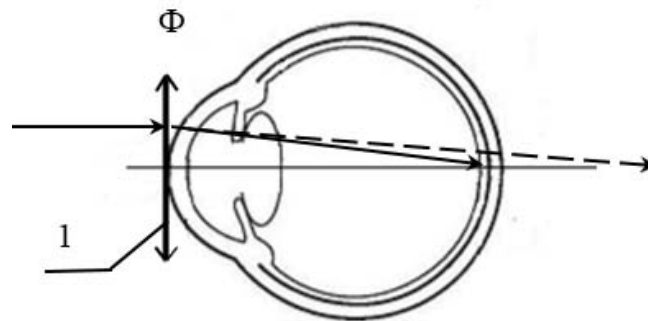


Рис. 5. До визначення осьової довжини ока та оптичної сили ІОЛ: 1 – головні площини варіокомпонента,  $\Phi$  – оптична сила варіокомпонента

За допомогою спеціальної оптичної системи до передньої поверхні рогівки безконтактно впритул підводяться головні площини варіокомпонента, який може плавно змінювати оптичну силу  $\Phi_{\text{ІОЛ}}$  в діапазоні від нуля до + 15 дптр. В оптичній системі ока після видалення кришталика, задній фокус опиняється далеко за сітківкою (на рис.5 показано штриховою лінією). Змінюючи оптичну силу варіокомпонента досягають того значення  $\Phi = \Phi_{\text{var}}$ , при якому фокус переміщується на сітківку і пацієнт через апарат чітко бачить об'єкт, віддалений на нескінченність. Факт досягнення вказаного значення  $\Phi_{\text{var}}$  може встановлюватися як у автоматичному режимі об'єктивним методом, так і за участю самого пацієнта (суб'єктивним методом), який сам фіксує момент найкращої гостроти свого зору.

Знайдене у такий спосіб значення  $\Phi_{\text{var}}$  дозволяє визначити за формулою (2) осьову довжину ока  $L$ , яку око отримує після видалення кришталика:

$$L = \frac{n'R f'_{\text{var}}}{R + (n' - 1)f'_{\text{var}}}, \quad (2)$$

де  $R$  – середнє значення радіусу передньої поверхні рогівки, що отримує око після видалення кришталика і заповнення ока рідиною (вимірюється тим же апаратним засобом);

$f'_{\text{var}} = \Phi_{\text{var}}^{-1}$  – фокусна відстань варіокомпонента;  $n'$  – коефіцієнт заломлення рідини, яка введена в око, цей коефіцієнт наближений до коефіцієнту фізрозчину чи природної вологі передньої камери ока.

При цьому відпадає потреба у кератометрії чи кератотопографії (рис.1), ультразвукового А-сканування ока (рис.3) чи оптичної когерентної томографії ока (рис.4), які під час проведення хірургії катаракти існуючими апаратними засобами здійснити практично неможливо.

Вимірявши відстань від передньої поверхні рогівки до скловидного тіла, що здійснюється почерговим наведенням хірургічного мікроскопа на обидві вказані поверхні, і визначивши місце розташування в оці інтраокулярної лінзи (відрізок  $C_{\text{ІОЛ}}$  – відстань від передньої поверхні рогівки до передньої головної площини ІОЛ), можна за формулою (3) розрахувати потрібну задню фокусну відстань інтраокулярної лінзи  $f'_{\text{ІОЛ}}$ , а за формулою (4) – її оптичну силу  $\Phi_{\text{ІОЛ}}$  у діоптріях в середовищах ока:

$$f'_{\text{ІОЛ}} = \frac{(L - C_{\text{ІОЛ}})(f'_k - C_{\text{ІОЛ}})}{f'_k - L}, \quad (3)$$

де  $f'_k = \frac{n'R}{n' - 1}$  – задня фокусна відстань передньої поверхні рогівки,

$$\Phi_{\text{ІОЛ}}[\text{dntpr}] = \frac{1000n'}{f'_{\text{ІОЛ}}}. \quad (4)$$

Коректність формул (2)–(4) була перевірена методом комп'ютерного моделювання процедури визначення довжини ока та потрібної оптичної сили імплантованої ІОЛ. Для цього була використана аризонська модель ока [16] та програма ZEMAX. Із моделі ока був видалений кришталик, до рогівки

впритул був встановлений параксіал-компонент. За допомогою оптимізатора ZEMAX визначено значення  $f'_{\text{var}}$  параксіал-компонента, при якому зображення точки, віддаленої на нескінченність, знаходилося на сітківці моделі ока. Після цього за формулою (2) було розраховано довжину  $L$  моделі ока вздовж осі, визначено положення ІОЛ, на це місце встановлено параксіал-компонент, шляхом оптимізації в ZEMAX знайдено його оптичну силу і це значення порівняно із результатом розрахунку оптичної сили ІОЛ за формулами (3) та (4). Розбіжність між значенням оптичної сили ІОЛ, знайденим методом комп'ютерного моделювання і за формулами (2) – (4) виявилася такою, при якій відхилення рефракційного стану моделі ока із «імплантованою» ІОЛ, розрахованою за вказаними формулами, відрізнялося від планового еметропічного стану не більше ніж на 0.12 дптр. Встановлена похибка свідчить про коректність способу визначення Р ІОЛ і вказує на можливість його використання під час хірургії катаракти.

### Висновки

1. Існує високотехнологічне апаратне забезпечення передопераційної біометрії ока не гарантує відсутність похибок визначення оптичної сили імплантованої ІОЛ, що призводить до недопустимих похибок післяопераційної рефракції ока пацієнта, які можуть бути обумовленими зміною геометричних і оптичних параметрів оптичної системи ока, як результат хірургічного втручання.

2. Підвищення точності визначення оптичної сили ІОЛ можна забезпечити проведенням додаткової біометрії ока після видалення кришталика і заповнення ока допоміжною рідиною, для чого пропонується спосіб безконтактної рефрактометрії «редукованого» ока пацієнта.

3. Подальші роботи по впровадженню способу у клінічну практику повинні бути спрямовані на розробку апаратного засобу, який дозволить здійснювати додаткову біометрію ока в процесі проведення хірургічного лікування.

### Література

1. Сергиенко Н.М. Офтальмологическая оптика / Сергиенко Н.М. – Киев : Кафедра офтальмологии НМАПО им. П.Л. Шупика, 2015. – 264 с.
2. Olsen T. Sources of error in intraocular lenspower calculation. J. CataractRefract. Surg. 1992; 18: P. 125–129.
3. <http://www.vseoglazah.ru/eye-exams/corneal-topography/>
4. Федорова В.Н. Медицинская и биологическая физика. Курс лекций с задачами : учеб.пособие / В.Н. Федорова, Е.В. Фаустов. – 2008. – 592 с.
5. Huang H., Ding X., Yang X. Desktop auxiliary apparatus for A-scan ultrasound: Repitability and validity / J. Cataract Refract. Surg. 2012; 38: 97–101 p.
6. Findi O., Kriechbaum K., Sacu S. et al Influence of operator experience on the performance of ultrasound biometry before cataract surgery / G. Cataract Refract. Surg. 2003; 29: 1950–1955.
7. Olsen T. Nielsen P. J. Immersion versus contact technique in the measurement of axial length by ultrasound. ActaOphthalmol (Copenh) 1989; 67: 101–102.
8. Haigis W. Optical biometry using partial coherence interferometry. In: Shammas HJ, ed, Intraocular Lens Power Calculations. Thorofare, NG, Slack: 2004; 141–157. Citing.
9. Shen P., Zheng Y., Ding X., et al. Biometric measurements in highly myopic eyes / G. Cataract Refract. Surg. 2013; 39: 180–187.
10. Гуров И.П. Оптическая когерентная томография: принципы, проблемы и перспективы. Проблемы когерентной и нелинейной оптики / под ред. С.А. Козлова, И.П. Гурова. – СПб : СПб ГУ ИТМО, 2008. – С. 6–30.
11. Оптическая низкокогерентная интерферометрия и томография : учебное пособие ; под редакцией Рябухо В.П. – Саратов, 2009.
12. Packer M., Fine H., Hoffman R.S. et al. Immersion A-scan compared with partial coherence interferometry / G. Cataract Refract. Surg. 2002; 28: 239–242.
13. Mamalis N., Brubaker J., Davis D., et al. Complications of foldable intraocular lenses requiring explanation or secondary intervention / G. Cataract Refract. Surg. 2008; 34: 1584–1591.
14. MacLarenR.E. SagoomM., etal. Biometry accuracy using zero- and negative-powered intraocular lenses / G. Cataract Refract. Surg. 2005;31: 280–290.
15. <http://www.myalcon.com/products/surgical/ora-system/>
16. Сокуренько В.М. Око людини та офтальмологічні прилади / Сокуренько В.М., Тимчик Г.С., Чиж І.Г. Київ : ВПК «Політехніка», 2009. – 264 с.

Отримана/Received : 24.4.2017 р. Надрукована/Printed :9.6.2017 р.

Рецензент: проф. Тимчик Г.С.