

Міністерство освіти і науки України
Харківський національний університет радіоелектроніки

Факультет Електронної та біомедичної інженерії
(повна назва)

Кафедра Фізичних основ електронної техніки
(повна назва)

КВАЛІФІКАЦІЙНА РОБОТА
Пояснювальна записка

рівень вищої освіти другий (магістерський)
СУЧАСНІ ОПТИЧНІ ІМПЛАНТАТИ
(тема)

Виконав:
здобувач 2 курсу, групи ФТОІм-23-1
Дерієнко С.В.
(прізвище, ініціали)

Спеціальність 175 Інформаційно-вимірювальні технології
(код і повна назва спеціальності)

Тип програми освітньо-професійна
(освітньо-професійна або освітньо-наукова)

Освітня програма «Фотоніка та оптоінформатика»
(повна назва освітньої програми)

Керівник зав. каф. ФОЕТ Гнатенко О.С.
(посада, прізвище, ініціали)

Допускається до захисту

Зав. кафедри _____
(підпис)

Гнатенко О.С.
(прізвище, ініціали)

2025 р.

Харківський національний університет радіоелектроніки

Факультет Електронної та біомедичної інженерії
(повна назва)
Кафедра Фізичних основ електронної техніки
(повна назва)
Рівень вищої освіти другий (магістерський)
Спеціальність 175 Інформаційно-вимірjuвальні технології
(код і повна назва)
Тип програми освітньо-професійна
(освітньо-професійна або освітньо-наукова)
Освітня програма «Фотоніка та оптоінформатика»
(повна назва)

ЗАТВЕРДЖУЮ:

Зав. кафедри _____

(підпис)

« _____ » _____ 20 ____ р.

ЗАВДАННЯ

НА КВАЛІФІКАЦІЙНУ РОБОТУ

здобувачеві Дерієнку Євгенію Валерійовичу
(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема роботи Сучасні оптичні імплантати

затверджена наказом університету від « 22 » листопада 2024 р. № 1230 Ст

2. Термін подання студентом роботи до екзаменаційної комісії 28 січня 2025 р.

3. Вихідні дані до роботи інтраокулярна мультифокальна лінза з дифракційною поверхнею

4. Перелік питань, що потрібно опрацювати в роботі _____

1 Види інтраокулярних лінз.

2 Розрахунок оптичної сили інтраокулярної лінзи.

3 Моделювання дифракційної поверхні інтраокулярної лінзи.

4 Моделювання в OptikStudio.

5. Перелік графічного матеріалу із зазначенням креслеників, схем, плакатів, комп'ютерних ілюстрацій
Демонстраційний матеріал – 12 слайдів.

КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

№	Назва етапів роботи	Терміни виконання етапів роботи	Примітка
1	Інформаційно-тематичний пошук та огляд літературних джерел про види інтраокулярних лінз, їх конструкцію, матеріалів, з яких вони виготовлені	02.09.24–26.09.24	Виконано
2	Обробка інформації про ІОЛ, формування пояснювальної записки	27.09.24–18.10.24	Виконано
3	Виконання моделювання дифракційної поверхні інтраокулярної лінзи в програмі OptikStudio	20.10.24–05.11.24	Виконано
4	Аналіз розрахунків та параметрів інтраокулярних лінз	09.11.24–20.11.24	Виконано
5	Оформлення пояснювальної записки	25.11.24–22.12.24	Виконано
6	Оформлення демонстраційних матеріалів	24.12.24–05.01.25	Виконано
7	Проходження нормоконтролю та перевірки на академічний плагіат	06.01.25–15.01.25	Виконано
8	Отримання відгуку та рецензії	18.01.25–20.01.25	Виконано
9	Підготовка та захист кваліфікаційної роботи	22.01.25–29.01.25	Виконано

Дата видачі завдання 02 вересня 2024 р.

Здобувач _____
(підпис)

Керівник роботи _____ зав. каф. ФОЕТ Гнатенко О.С.
(підпис) (посада, прізвище, ініціали)

РЕФЕРАТ

Пояснювальна записка кваліфікаційної роботи: 72 с., 42 рис., 7 табл., 1 додаток, 31 джерело.

АВТОРЕФКЕРАТОМЕТР, БІОМІКРОСКОПІЯ, ДІОПТРИМЕТР, ДИФРАКЦІЯ, ІНТРАОКУЛЯРНІ ЛІНЗИ, КРИШТАЛИК, ОКО, ОПТИКА, ФОКУСНА ВІДСТАНЬ.

Об'єкт дослідження – інтраокулярна лінза, що імплантується в око для заміни власного кришталика.

Мета роботи – методики оптимізації розрахунків параметрів ІОЛ та моделювання нових сучасних ІОЛ з дифракційною поверхнею.

Метод – теоретичний із застосуванням ПК.

В кваліфікаційній роботі розглянуті різні види інтраокулярних лінз, що імплантуються в око, деякі їх технічні характеристики і конструктивні параметри, а також переваги і недоліки. Були оптимізовані методи розрахунку інтраокулярних лінз за останніми розробками і дослідженнями.

Для огляду була обрана методика розрахунку третього покоління MIKOF/ALF, яка дає найменші похибки і показує кращі післяопераційні результати.

Промодельована дифракційна поверхню інтраокулярних лінз, за допомогою програми OptikStudio.

ABSTRACT

Explanatory note of certification work: 72 p., 42 fig., 7 tab., 1 applications, 31 source.

AUTORFKETOMETER, BIOMICROSCOPY, DIOPTRIMETER, DIFFRACTION, EYE, INTRAOCULAR LENSES, CRYSTAL, OPTICS, FOCAL LENGHT.

The object of study is an intraocular lens implanted in the eye to replace its own lens.

The purpose of the work is optimization techniques for calculating IOL parameters and modeling new morern IOLs with a diffraction surface.

Method – theoretical using PC.

In the attestation work, various types of intraocular lenses implanted in the eye, some of their technical characteristics and design parameters, as well as advantages and disadvantages are considered. Were optimized methods for calculating intraocular lenses on the latest developments and research.

For the review, the method of calculating the third generation MIKOF / ALF was chosen, which gives the smallest errors and shows the best postoperative results.

The diffraction surface of intraocular lenses is modeled using the OptikStudio program.

ЗМІСТ

Вступ.....	7
1 Види інтраокулярних лінз.....	9
1.1 Сучасні види ІОЛ.....	10
1.2 Характеристики деяких ІОЛ від різних виробників.....	23
2 Розрахунок оптичної сили інтраокулярної лінзи.....	34
2.1 Способи розрахунку оптичних параметрів інтраокулярних лінз.....	35
2.2 Методика розрахунку оптичної сили та інших параметрів інтраокулярних лінз	39
2.2.1 Розрахунок сили торичних і мультифокальних торичних ІОЛ на рефракційно-інтактних очах.....	40
2.2.2 Розрахунок сили ІОЛ на очах після перенесених кераторефракційних операцій.....	41
2.3 Формули розрахунку оптичної сили ІОЛ	42
2.4 Методика розрахунку третього покоління МІКОF/ALF.....	47
2.5 Оптимізація розрахунку ІОЛ.....	53
3 Моделювання дифракційної поверхні інтраокулярної лінзи.....	57
3.1 Моделювання в OpticStudio.....	60
Висновки.....	69
Перелік джерел посилання.....	70
Додаток А Демонстраційний матеріал	73

ВСТУП

Катаракта – захворювання ока, часткове або повне помутніння речовини, або капсули кришталика, що призводить до зниження гостроти зору, аж до його втрати [1]. Це захворювання найбільш часта причина оборотної сліпоти як в розвинених, так і в країнах, що розвиваються. За даними Всесвітньої Організації Охорони здоров'я з 45 млн незрячих і 135 мільйонів людей з вадами зору хворі катарактою становлять 16 % (понад 25 мільйонів хворих). У розвинених країнах поширеність катаракти серед людей старше 50 років становить приблизно 15 %, в країнах, що розвиваються поширеність помутнінь кришталика досягає майже 40 %. Населення, а абсолютне число людей, які страждають на це захворювання, перевищує 1,7 млн. Причому вікова катаракта відзначається майже в 90 % всіх випадків. Це захворювання діагностують у 60-90 % людей, які досягли 60-річного віку, а 14 % осіб старше 60-ти років мають інвалідність внаслідок помутніння кришталика [2,3].

За даними ВООЗ пацієнти з катарактою складають до третини осіб, госпіталізованих в очні стаціонари, на їх частку припадає 42 % всіх операцій, виконуваних офтальмохірургами, але, незважаючи на всі зусилля офтальмологів, число хворих на катаракту зростає, і до 2025 року може досягати до 40 млн хворих. У нозологічній структурі первинної інвалідності внаслідок очної захворюваності хворі катарактою посідають третє місце (18,9 %) після хворих з наслідками травм органу зору (22,8 %) і глаукомою (21,6 %) [4].

Як видно з наведеної вище статистики лікування катаракти є актуальною проблемою для лікарів-офтальмологів усього світу. На сьогоднішній день консервативне лікування катаракти вважається малоефективним і застосовується переважно на початкових стадіях захворювання для запобігання швидкого помутніння всього речовини кришталика. Оперативне лікування показано, якщо катаракта викликає зниження зору до 0,4 відсотка і нижче. У людей працездатного віку катаракту можливо оперувати на більш ранніх термінах [4].

На сучасному етапі розвитку в офтальмології досягнуті великі успіхи в мікрохірургії катаракти та інтраокулярної корекції афакії [3]. Згідно зі стандартами ВООЗ, операція з видалення катаракти визнана єдиною повністю реабілітуючою операцією [5]. Найсучасніший метод на сьогоднішній день, який широко застосовується в світовій практиці – метод ультразвукової факоемульсифікації катаракти (ФЕК). Завдяки поліпшенню техніки операції і вдосконаленню інтраокулярних лінз (ІОЛ), що імплантуються в очі замість природнього кришталіка, відбулося суттєве зниження ризику виникнення інтраопераційних і післяопераційних ускладнень [5]. Сучасний рівень розвитку офтальмології дозволяє також вимагати більшої точності збігу результату операції з бажаної рефракцією [3].

Тому, основними завданнями даної роботи є:

- розрахунок оптичної сили ІОЛ;
- розробка методики оптимізації розрахунків параметрів ІОЛ;
- моделювання нових сучасних ІОЛ з дифракційною поверхнею за допомогою сучасних програм моделювання оптики.

1 ВИДИ ІНТРАОКУЛЯРНИХ ЛІНЗ

У сучасній офтальмології існує великий вибір різних штучних кришталіків . Кожен з них має свої переваги і недоліки. Тільки досвідчений хірург-офтальмолог може зробити єдино правильний вибір інтраокулярної лінзи (ІОЛ) для ока. Не всі ІОЛ однакові, і для кожного ока необхідний індивідуальний підбір їх параметрів, а саме показників матеріалів, оптичної сили, геометричної форми та ін.

Першим успішно провів операцію по заміні кришталіка інтраокулярною лінзою Сер Гарольд Рідлі 29 листопаді 1949 року. З цього моменту почався процес удосконалення методики заміни кришталіка і поліпшення якості імплантуємих лінз. У 1950-ті роки більшість передньокамерних ІОЛ, запропонованих Sir H. Ridley, J Barraquer і іншими авторами викликали рецесію кута передньої камери ока, атрофію райдужки і розвиток синдрому Еллінгсону (глаукома, увеїт, гифема) внаслідок контакту жорстких опорних елементів із задньою поверхнею рогівки і механічного тиску гаптичних елементів лінзи на структури передньої камери ока [1]. Інтраокулярні лінзи не знаходили широкого застосування до 1970-х років, поки розвиток хірургічних методів і моделей ІОЛ не досяг необхідного рівня. З появою методу факоемульсифікації в 1967 році, розробленого Чарльзом Келманом [2], зросли можливості катарактальної хірургії, а в слід за ними і вимоги до функціональних результатів, терміни реабілітації пацієнтів [3]. Для досягнення цього, з метою отримання максимальної гостроти зору і комфорту пацієнта, підбір інтраокулярної лінзи має важливе значення. Розвиток інноваційних технологій в розвитку оптики, лазерної техніки, офтальмохірургії призвів до появи високоякісних інтраокулярних лінз, що відповідають вимогам сьогодення.

1.1 Сучасні види ІОЛ

Всі сучасні лінзи мають свої плюси і мінуси, «єдиної кращої лінзи» не існує (рис. 1.1). І вибір має здійснювати лише професійно підготовлений офтальмолог.



Рисунок 1.1 – Види інтраокулярних лінз

Хірурги повинні мати в своєму розпорядженні достатню кількість видів ІОЛ не тільки для рутинних операцій, але і для подолання непередбачених ситуацій. При виборі ІОЛ потрібно керуватися наступними їх характеристиками.

1. Розмір розрізу (рис. 1.2). Зазвичай при факоемульсифікації він становить від 2,2 мм до 2,5 мм, але може бути зменшений до 1,8 мм.

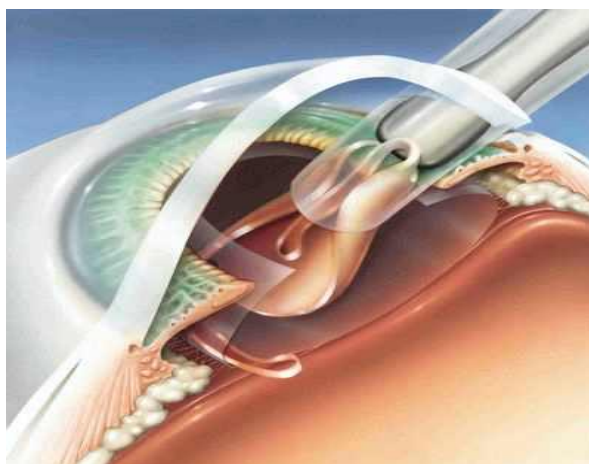


Рисунок 1.2 – Виконання розрізу рогівки

2. Місце фіксації (рис. 1.3). Інтраокулярні лінзи можуть бути фіксовані до капсули кришталика, ресничної борозни, до склери, до райдужки. Можуть бути підтримуваними кутом передньої камери.

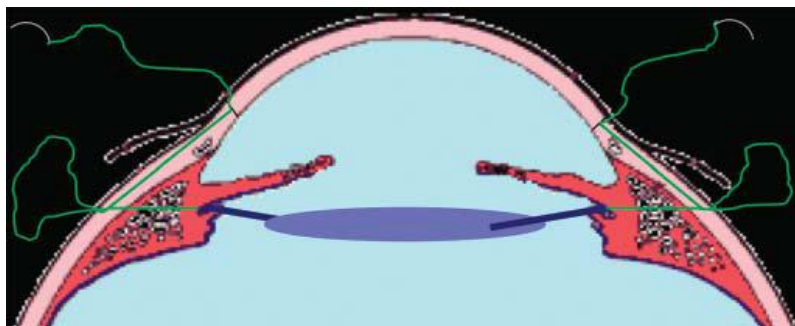


Рисунок 1.3 – Місце фіксації лінзи

3. Загальна форма (моноблочні лінзи, багатокомпонентні з двома, трьома, чотирьома, шістьма фіксуючими елементами).

4. Загальна довжина. Сучасні лінзи мають розмір від 10 мм до 13 мм.

5. Колір оптики: прозорі лінзи і лінзи з фільтрами (рис. 1.4).



Рисунок 1.4 – Лінзи з фільтрами

6. Конструкція оптики: сферичні, асферичні лінзи, монофокальні, мультифокальні, торичні, скіаскопічні.

Монофокальна ІОЛ. Монофокальна ІОЛ використовується в більшості операцій з видалення катаракти. Її перевага полягає в отриманні відмінної якості зору вдалину при різному ступені освітленості. При цьому, для зору поблизу (читання, комп'ютер і т. д.) потрібна незначна докорекція за допомогою окулярів. Для пацієнтів, які готові використовувати окуляри для читання, імплантація цієї лінзи є відмінним вибором. Кілька мільйонів таких лінз імплантуються щорічно в світі. Монофокальні лінзи можуть бути:

- з дальнім фокусом. В цьому випадку ви будете відмінно бачити вдалину, зможете водити машину, дивитися телевізор без окулярів. А ось для шиття, читання, роботи руками, роботи за комп'ютером потрібні плюсові окуляри, як правило на + 2,0; +2,5 дптр (2000, 2500 мм);

- з ближнім фокусом. Така ІОЛ забезпечить відмінним зором поблизу: без окулярів вам будуть доступні шиття, читання та інше. А ось для даліни (водіння машини, перегляд кінофільмів) потрібні будуть окуляри на -2,0; -3,0 дптр;

- акомодуюча монофокальна ІОЛ. Ця лінза використовується в ситуації, коли пацієнт бажає після операції отримати зір вблизь і вдалину без використання окулярів [6]. Ці ІОЛ міняють своє положення в оці таким чином, що об'єкт фокусується на сітківці при погляді вдалину і поблизу. Іншими словами, лінза імітує природну акомодацию молодого кришталика.

Єдина опробована і застосовується на Заході лінза такого типу CRYSTALENS IOL виготовлена в США. Як правило, всі пацієнти, яким була імплантована ця лінза, не потребують використання окулярів для читання, на відміну від пацієнтів, яким була імплантована монофокальна лінза. CRYSTALENSW IOL відмінний вибір для пацієнтів, які багато часу проводять за читанням, або використовують комп'ютер.

Мультифокальна ІОЛ. Останнє слово в мікрохірургії катаракти та рефракційної хірургії це мультифокальні інтраокулярні лінзи [7], які дозволяють домогтися однаково хорошого зору без використання окулярів вдалину, поблизу і на середній відстані після хірургічного втручання з видалення катаракти. Ці лінзи мають декілька зон (рис 1.5), що дозволяють проектувати зображення в

різні точки одночасно, що може зрівнятися з використанням мультифокальних окулярів.

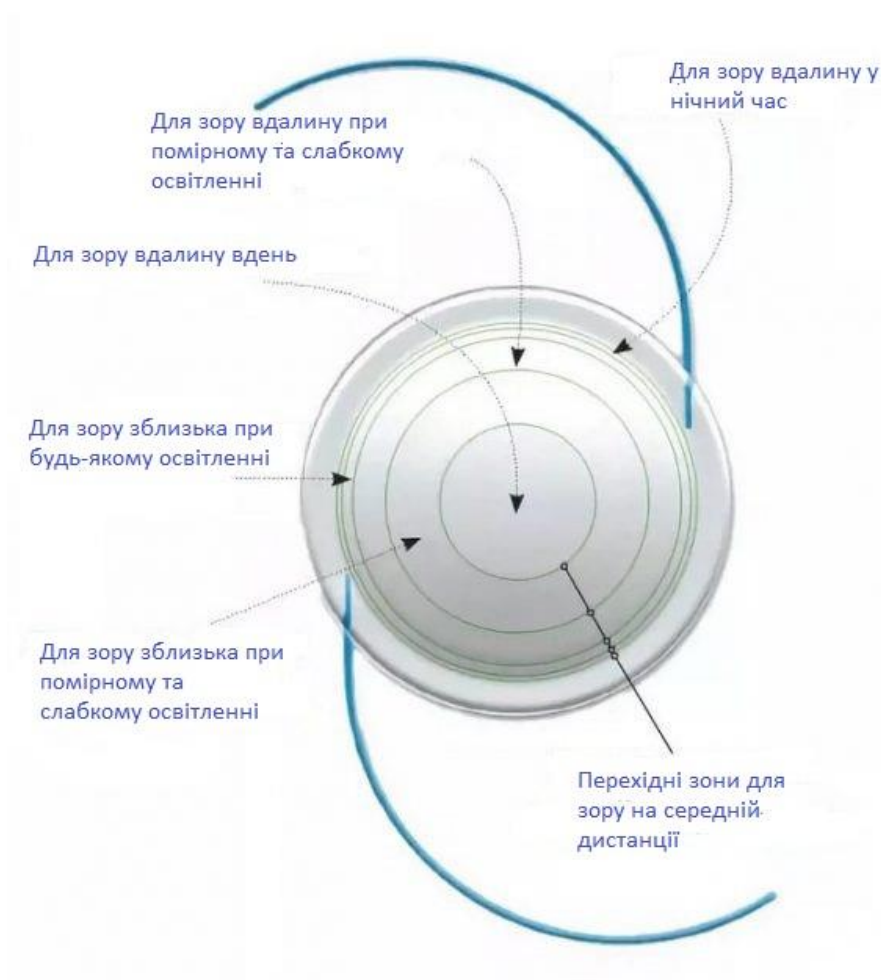


Рисунок 1.5 – Зони мультифокальної ІОЛ

Відомі біфокальні інтраокулярні лінзи рефракційного типу, оптична сила яких визначається заломлюючою здатністю матеріалу, з якого лінза виконана, кривизною її заломлюючих поверхонь і її товщиною. У найпростішій конструкції рефракційних біфокальних ІОЛ центральна частина лінзи, яка забезпечує близький зір, має більшу оптичну силу і товщину, ніж периферична частина, відповідальна за далекий зір, або навпаки. Недоліком таких біфокальних ІОЛ є те, що ефективність роботи лінзи залежить від діаметру зіниці ока, наприклад, при скороченні зіниці з-за сильної освітленості є ймовірність

часткового чи повного перекриття периферичної зони лінзи і втрати в результаті цього далекого зору. Серйозний недолік всіх типів рефракційних біфокальних ІОЛ полягає в тому, що в них не передбачена компенсація аберацій рогівки і склоподібного тіла, які в здоровому оці компенсуються аберациями кришталика. Відомі також мультифокальні інтраокулярні лінзи гібридного типу, які поряд з рефракційною частиною мають дифракційну частину. По суті гібридна ІОЛ являє собою плосковипуклу або двовипуклу рефракційну лінзу, на одну з поверхонь якої нанесена дифракційна мікроструктура у вигляді зон Френеля – центральної дифракційної зони у формі кола і кільцевих зон, розташованих навколо центральної. Зовнішні радіуси згаданих зон r_k пропорційні кореню квадратному з цілих чисел:

$$r_k = \sqrt{2 \cdot f \cdot k \cdot \lambda \Lambda}, \quad (1.1)$$

де k – номер дифракційної зони;

r_k – відстань дифракційної зони від центру лінзи (зовнішній радіус зони);

f – фокусна відстань;

λ – конструктивна довжина хвилі.

Під конструктивною довжиною хвилі розуміється розрахункова довжина хвилі, що вибирається, як правило, близькою до максимуму кривої fotocутливості ока в діапазоні від 0,546 мкм до 0,010 мкм.

Відома також гібридна біфокальна офтальмологічна лінза, у якій, принаймні, частина її оптичної сили зумовлена дифракцією, причому вона має безліч дифракційних зон, що складаються з центральної зони і безлічі концентричних кільцевих зон, при цьому центральна зона має радіус r_0 , а найближча до центральної кільцева зона має радіус r_1 , причому r_0 не дорівнює $r_1 - r_2$ [Патент США №5116111].

Слід зазначити, що компенсація аберацій здійснюється тільки для області зору, в якій бере участь дифракційна структура. У зв'язку з цим інтраокулярна лінза може виконуватися в двох модифікаціях.

У першій основній модифікації дифракційна структура створює позитивну додаткову оптичну силу. Рефракційний компонент у цьому випадку забезпечує далекий зір, а дифракційний компонент у поєднанні з рефракційним компонентом формує предмети на сітківці і компенсує аберації для ближнього зору.

У другій модифікації дифракційна структура створює негативну додаткову силу. Компонент рефракції в цьому випадку забезпечує ближній зір, а дифракційний компонент у поєднанні з рефракційним компонентом формує вилучені предмети на сітківці і компенсує аберації для області далекого зору.

Мультифокальна інтраокулярна лінза, варіант якої зображений на рисунку 1.6, при імплантації встановлюється гладкою рефракційною поверхнею назовні, а поверхнею з дифракційною структурою – всередину ока. Основну оптичну силу рефракції створює гладка поверхня, а дифракційна структура – додаткову оптичну силу.

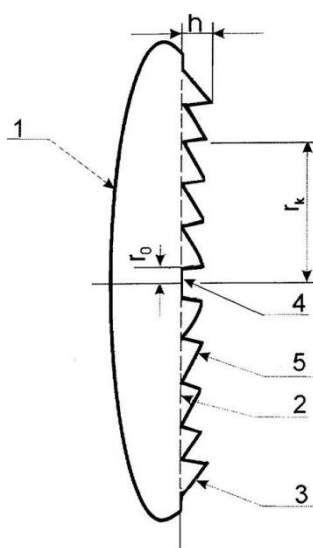


Рисунок 1.6 – Мультифокальна ІОЛ з дифракційною структурою

При потраплянні світла на рефракційну поверхню відбувається його переломлення в сторону оптичної осі лінзи, далі світло проходить через поверхню з дифракційною структурою. Частина світла заломлюється на цій

поверхні таким чином, як якщо б на ній не було дифракційної структури. Ця частина світу називається нульовим порядком дифракції, і якщо розглянутий світловий потік прийшов від віддаленого об'єкта і фокус лінзи в нульовому порядку дифракції обраний для далекого зору, то ця частина світу фокусується на сітківці ока, формуючи зображення, як це відбувається в природному кришталіку.

Асферична ІОЛ. З віком змінюється не тільки прозорість кришталіка, але і так звана сферична аберация. Люди після 45–50 років, навіть при наявності прозорого кришталіка втрачають в якості зору, а саме – зазнають труднощів при управлінні автомобілем вночі, відчувають погіршення зору поблизу. Все це викликано зниженням контрастної чутливості ока, яка проявляється в зв'язку з віковими змінами сферичності кришталіка і збільшенням його сферичної аберации. Нещодавно були розроблені, опробовані і широко застосовуються асферичні лінзи ІОЛ (рис. 1.7), які відповідають всім характеристикам молодого кришталіка ока.

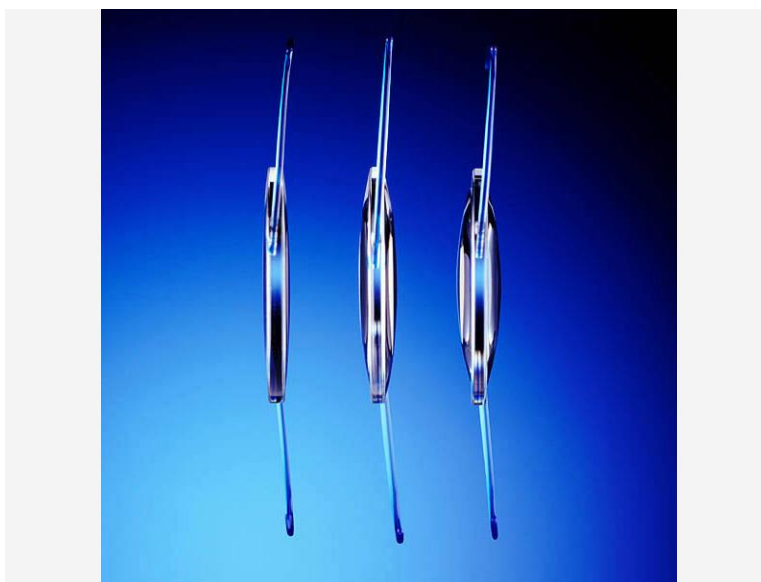


Рисунок 1.7 – Асферичні лінзи

Імплантація такої лінзи під час операції з видалення катаракти дозволяє добитися не тільки хорошої гостроти зору, але і «якості зору» з високою контрастною чутливістю.

7. Спосіб введення: ін'єкційні і неін'єкційні.

8. Діаметр оптичної частини лінзи: від 5 мм до 7 мм.

9. Матеріал для виготовлення ІОЛ: ригідний (поліметилметакрилат), гнучкий (силікон), складаєми (гідрофобний, гідрофільний акрил) деякі характеристики яких представлено у таблиці 1.1, коламер;

Таблиця 1.1 – Порівняння матеріалів для виготовлення інтраокулярних лінз

Гідрофобний акрил	Гідрофільний акрил
Вироблений та розроблений спеціально для ІОЛ	Вироблений та розроблений спеціально для контактних лінз
Висока біосумісність	Висока біосумісність
Низький вміст води	Високий вміст води
Пружний матеріал	Матеріал – гідрогель
Високий індекс рефракції	Високий індекс рефракції
Висока міцність порівняно із гідрофільним матеріалом	Низька міцність порівняно з гідрофобним матеріалом

10. Рівень гнучкості: жорсткі (застосовуються тільки в хірургії в разі великої поверхні надрізу з наступним накладенням шва); м'які (використовуються при лазерному втручанні).

11. Функціональні можливості. Стандартні лінзи – монофокальні і фіксовані в оці, але існують модифікації, що дають додаткову функціональність.

11.1. Для корекції пресбіопії використовують біфокальні/ мультифокальні лінзи, що дозволяють фокусувати зір на об'єктах на різних відстанях. Також для корекції пресбіопії можуть використовуватися лінзи з рухомою частиною, що дозволяє змінювати фокусну відстань – скіаскопічні лінзи. Такі лінзи не призводять до появи дісфотопсій, але їх механізм дії не досконалий [4]. Акомодуючі лінзи мають гірші характеристики по фокусуванні на близьку

відстань у порівнянні з мультифокальними лінзами, але вважається, що такі лінзи краще на середніх і далеких відстанях [5]. Проте, акомодуючі ІОЛ не забезпечують такого діапазону фокусування, як мультифокальні, що може привести до необхідності додаткового використання окулярів для читання [8].

11.2. Для корекції рогівкового астигматизму можуть використовуватися торичні ІОЛ, що володіють більшою силою заломлення в певних галузях [9].

11.3. Кришталик людини з віком жовтіє, фільтруючи промені синьої частини спектра, тим самим захищаючи сітківку ока від несприятливого впливу синього світла [8]. При заміні помутнілого кришталіка на прозору ІОЛ у літньої людини підвищується рівень синього світла, яке потрапляє на сітківку, що призводить до ризику розвитку вікової дегенерації макули [9]. Сучасні лінзи з жовтим фільтром (рис. 1.8) по пропусканню світла відповідають віковій нормі людини зрілого віку, що забезпечує імітацію природного механізму захисту сітківки від несприятливого впливу короткохвильової частини синього світла [10,11].



Рисунок 1.8 – Інтраокулярна лінза з жовтим фільтром

11.4. Також однією з проблем, що вирішуються офтальмохірургом при заміні кришталіка, є присутність сферичних аберацій (рис. 1.9), обумовлених

тим, що промені, що проходять через центральну зону оптичної системи ока переломлюються менше, ніж промені, що проходять через його периферію.

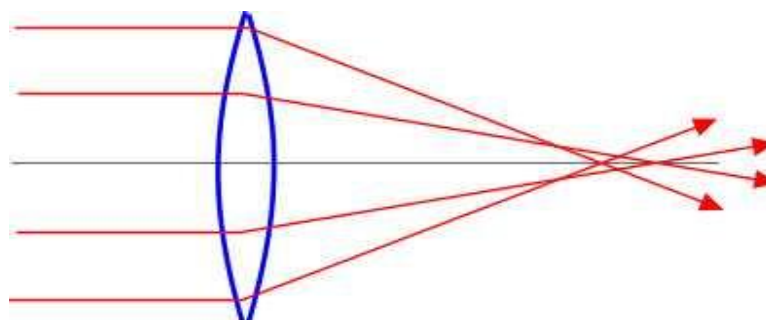
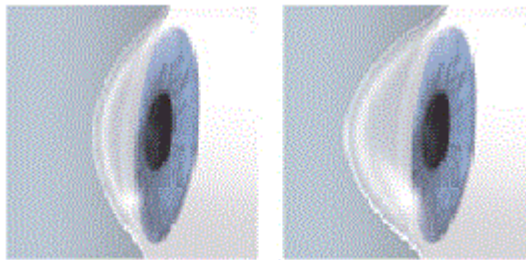


Рисунок 1.9 – Схематичне зображення сферичних аберрацій

Сферичні аберрації можуть бути однією з причин зниження контрастної чутливості. Для виправлення цієї ситуації і поліпшення контрастної чутливості ока призначені асферичні інтраокулярні лінзи, які мають спеціальну витягнуту форму передньої поверхні, яка генерує первинні негативні сферичні аберрації, які в свою чергу нейтралізують позитивні аберрації рогівки. Деякі автори заперечують позитивний вплив на контрастну чутливість і сферичні аберрації асферических лінз. Імплантація інтраокулярної лінзи є оптимальним методом корекції афакії. У більшості випадків відповідна модель ІОЛ поміщається в капсульний мішок. При підборі інтраокулярної лінзи і визначенні цільової рефракції хірург повинен враховувати і індивідуальні побажання і потреби пацієнта [12]. Але бувають випадки, коли підібрати або замінити кришталик не вдається через певні особливості будови ока, найчастіше протипоказання є у мультифокальної інтраокулярної лінзи. Око нагадує фотокамеру, де рогівка і кришталик грають роль подвійного об'єктива [13], а очному дну або сітківці залишається роль фотоплівки. Якщо передній об'єктив (рогівка) нерівний або мутний, то знімок хорошої якості отримати неможливо. У разі шрамів на рогівці, аномальної форми рогівки (наприклад, кератоконуса (рис. 1.10)) або дуже сухого ока правильним рішенням буде монофокальна або торична монофокальна, а не мультифокальна інтраокулярна лінза.



Рогівка в нормі Кератоконус

Рисунок 1.10 – Кератоконус

Те ж з очним дном – зміни, викликані захворюваннями жовтої плями, діабетом або глаукомою, погіршують зір, і в такому очному дні якість зору, досягнута за допомогою мультифокальної інтраокулярної лінзи, може бути гірше, ніж за допомогою лінзи, що має одну фокусну точку. Мультифокальний штучний кришталік також не підходить для «ледачого» ока.

12. Спосіб кріплення ІОЛ. Існує три види кріплення інтраокулярних лінз.

1. Лінзи, що фіксуються на райдужці (ірис-кліпс).

У 1988 році Ворст і Фехнер прийшли до висновку, що кут передньої камери – не найкраще місце для фіксації лінзи, і запропонували іншу модель з поліметилметакрилату (ПММА). Ця модель була запатентована в 1977 р. і використовувалася для корекції афакії. Потім ці лінзи назвали лінзами-кігтями, тому що їх «кігті» захоплювали передню поверхню серединно-периферичної ділянки райдужки (рис. 1.11). Головним ускладненням при застосуванні цих лінз була втрата ендотеліальних клітин у 5-ти з 127-ми очей, крім того зустрічається овалізація зіниці і її децентрація, а також локальна атрофія райдужної оболонки [14].

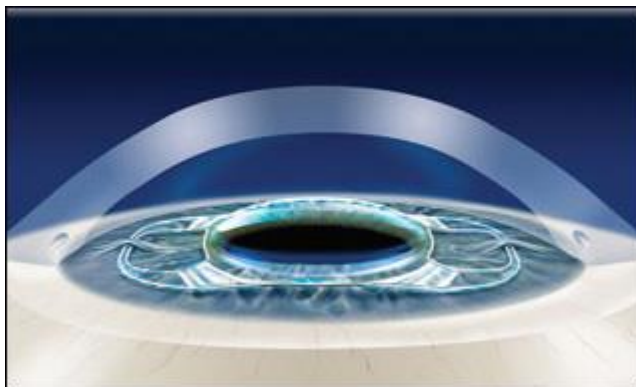


Рисунок 1.11 – Приклад кріплення факічної лінзи на райдужці

Ще одним прикладом ірис-кліпс лінз може служити один з перших в світі штучних кришталіків, розроблений в СРСР в 80-х роках С. Н. Федоровим і В. Д. Захаровим – «Супутник», що отримав таку назву через свій зовнішній вигляд (рис. 1.12). До імплантації ІОЛ було чимало протипоказань, крім того, такі ІОЛ часто порушували своє становище – вивихувалися, вимагаючи консервативного (займає багато часу і доставляє масу незручностей пацієнта) або хірургічного вправлення. Тому всі операції проводилися стаціонарно, з подальшим постільним режимом і тривалим обмеженням фізичних навантажень.



Рисунок 1.12 – ІОЛ «Супутник» С.Н. Федорова

2. Лінзи, що фіксуються у зіниці («гриби»).

Після того, як у Москві зіткнулися з ускладненнями після застосування лінз з фіксацією в куті передньої камери, там же була розроблена нова модель лінз, «грибів», якою користувалися з 1986 до 1990 р. в Росії. Нова модель відрізнялася від старої тим, що лінзу кріпили до зіниці. Головним приводом до цього послужило бажання уникнути контакту лінзи з ендотелієм. Було імплантовано більше 120 лінз з хорошим результатом. Почалася нова ера факічної корекції за допомогою лінз, що фіксуються в задній камері. Діаметр оптичної зони лінзи був 3,2 мм, а довжина 8,0 мм. Гаптичну частину лінзи поміщали в задню камеру, а оптична частина залишалася в передній, таким чином лінза фіксувалася зіницею.

В післяопераційному періоді досить часто спостерігалися помутніння кришталика, а виникнення зіничного блоку і, як наслідок, підвищення внутрішньоочного тиску зробили необхідним зміну дизайну лінз, з метою уникнення контакту з ендотелієм рогівки, і з передньою капсулою кришталика. Крім того, після імплантації цієї лінзи розвивалися токсичні іридоцикліти, пацієнти скаржилися на глер-ефект (непереносимість яскравого світла) в нічний і сутінковий час, в декількох випадках розвинулась вторинна катаракта і описані запальні реакції через тривалий час після операції.

3. Задньокамерні факічні лінзи.

Грунтуючись на роботі з «лінзами-грибами», російські офтальмологи запропонували виключно задньокамерні факічні лінзи, зроблені з абсолютно нового силіконового матеріалу, який не був токсичним і мав більш високий показник заломлення. Конфігурація, параметри і механізм фіксації цих ІОЛ сильно відрізняється від «лінз-грибів». Вони призначаються для імплантації в задній камері з фіксацією на зонулярних волокнах. Діаметр оптичної зони 4,5 мм, а загальна довжина 10,0 мм. Лінзи були створені для корекції міопії високого ступеня (починаючи з $-10,0$ дптр). І їх назвали «негативною задньокамерною лінзою». Ця лінза стала прототипом всіх задньокамерних лінз, що є зараз на ринку.

Технологія факічних лінз дозволяє виправляти рефракційні порушення, аж до дуже високих ступенів. Частота використання факічних лінз значно зросла за останні роки. Ця технологія застосовується не тільки для того, щоб виправити високі аметропії, але і для аметропій слабких і середніх ступенів.

Асортимент моделей ІОЛ, наявний на сьогоднішній день, може задовольнити практично будь-якого пацієнта. Багато компаній, такі як відомі Alcon (США) і Carl Zeiss (Німеччина) і Rumex, Великобританія – перша компанія, яка випустила ІОЛ, а також відома компанія Bausch & Lomb виготовляють різні інтраокулярні лінзи, деякі з властивостей яких представлені нижче.

1.2 Характеристики деяких ІОЛ від різних виробників

Найсучаснішою розробкою компанії Alcon є лінза, яка дозволяє бачити зблизька, на проміжному відстані і вдалину – отримати зір, як в молодому віці.

ІОЛ AcrySof IQ PanOptix дозволяє здійснювати корекцію пресбіопії, слідуючи сучасним стандартам оптичної технології ENLIGHTEN:

- оптимізує розподіл світла;
- забезпечує більш комфортний діапазон зору;
- зменшує залежність показників від ширини зіниці;
- поєднує в собі всі кращі якості попередніх моделей ІОЛ – допомагає пацієнтам бачити на різних відстанях.

AcrySof ART IOL – «інтелектуальна» лінза (рис. 1.13). Штучна мультифокальна лінза, що має кілька точок фокусу. Її особливість полягає в особливій оптичній будові, що дає можливість коригувати одночасно рогівковий астигматизм і пресбіопію (вікову далекозорість). Дана лінза забезпечує повний спектр зору на різні відстані (поблизу, в далечинь і проміжний зір) і максимальну якість зображення в порівнянні з іншими типами лінз.

AcrySof Natural IOL. Унікальна штучна лінза, що володіє всіма перевагами моноблочної лінзи (ідеальна біосумісність з тканинами ока).



Рисунок 1.13 – Інтраокулярна лінза AcrySof Art IOL від компанії Alcon

Головна особливість даної лінзи – спеціальна дифракційна оптична будова, яка забезпечує псевдо-акомодацію, тобто дає можливість добре бачити без окулярів як удалину, так і поблизу. Сьогодні всі провідні офтальмохірурги світу вважають імплантацію мультифокальної лінзи AcrySof IQ ReSTOR найбільш якісним методом лікування катаракти і ефективним способом корекції вікової далекозорості (пресбіопії).

AcrySof IQ Natural IOL (SN60WF). Крім переваг моноблочної лінзи (ідеальна біосумісність з тканинами ока), дана модель має унікальну особливість – жовтий оптичний фільтр. Він захищає сітківку ока від шкідливої синього спектра світла і розвитку такого небезпечного захворювання, як макулодистрофія. Така лінза втілює в собі новітнє досягнення розвитку технологій – асферичну оптику. Вона сприяє значному поліпшенню не тільки гостроти, але і якості зору (чіткість, яскравість, контрастність). Крім того, дана ІОЛ забезпечує високу стабільність гостроти зору як при сильному, так і при слабкому освітленні об'єктів.

AcrySof IQ Toric Natural IOL. Гнучка моноблочна лінза, яка імплантується замість помутнілого кришталика. Її унікальна конструкція дозволяє зменшувати або повністю усувати рогівковий астигматизм, а також суттєво покращувати некоригований зір вдалину без необхідності носити окуляри і контактні лінзи.

AcrySof Single-Piece IOL. Моноблочна лінза, оптична частина і опорні елементи якої виготовлені з одного матеріалу – гідрофобного акрилу AcrySof. Вона абсолютно інертна по відношенню до ока: організм не сприймає її як

чужорідне тіло і, відповідно, не відкидає. При установці даного типу лінз практично виключається поява вторинної катаракти, а період звикання до неї мінімальний. На сьогоднішній день в світі імплантовано більше 40 млн лінз, виготовлених з такого матеріалу. З появою цієї лінзи еволюціонувала і техніка імплантації – тепер вона вводиться безпосередньо з інжектора (одноразового інструменту), що виключає ризик потрапляння в око інфекції.

AcrySof®3-Piece IOL. Трьохкомпонентна інтраокулярна лінза. Її основна (оптична) частина виготовлена з гідрофобного акрилу, а опорні елементи – з поліметилметакрилату. Використання акрилу AcrySof, як основного матеріалу лінзи, не тільки знижує ризик розвитку вторинної катаракти, але і дозволяє ввести її в око через мінімальний розріз. Така лінза дає можливість пацієнту отримати стабільну і максимальну гостроту зору відразу після операції. Деякі властивості інтраокулярних лінз від компанії Alcon представлені на рисунку 1.14.

Вибір ІОЛ від Alcon		Зір для близу	Проміжний зір	Зір вдалину	Корекція астигматизму
	Лінза AcrySof IQ Монофокальна лінза з однією точкою фокусу. Забезпечує чіткий зір вдалину.				
	Лінза AcrySof IQ Toric Монофокальна лінза для корекції астигматизму з однією точкою фокусу.				
	Лінза AcrySof IQ ReStor Мультифокальна лінза з декількома фокусами, розроблена для корекції пресбіопії, забезпечує зір на усі відстані.				
	Лінза AcrySof IQ Art Мультифокальна лінза для корекції астигматизму. Забезпечує зір вдалину, на середній відстані та зблизька й коректує астигматизм.				

* Цей документ є інформаційним. Повна інформація про лінзи надана в інструкції, встановленій в Україні лінзою. Реєстраційний номер лінзи: 0782/0006

Рисунок 1.14 – Зрівняння деяких лінз від Alcon

Опис і характеристики деяких ІОЛ АТ LISA компанії Carl Zeiss. Мультифокальна лінза для інтраокулярної імплантації АТ LISA 809М (рис. 1.15) має оптичний діаметр 6 мм, при загальному – 11 мм. Вона відноситься до моноблокових задньокамерних лінз, які імплантуються через розріз менше 1,8 мм.



Рисунок 1.15 – Інтраокулярна лінза від компанії Carl Zeiss

ІОЛ АТ LISA 809М дозволяє коригувати відхилення рефракції до 32 дптр (крок в 0,5 дптр). Найчастіше цю асферичну, мультифокальну, рефракційно-дифракційну лінзу використовують при лікуванні катаракти. Виготовлена лінза з гнучкого гідрофільного акрилу, поверхня якого має гідрофобні властивості. Також в пристрої ІОЛ є повний УФ-фільтр.

АТ LISA TRI 839MP. Мультифокальна лінза (рис. 1.16) фірми Карл Цейс відноситься до асферичних лінз з оптичним діаметром 6 мм.

Загальний діаметр лінзи становить 11 мм. Вона складається з одного блоку і дозволяє скоригувати відхилення до 32 дптр (крок в 0,5 дптр). Лінза АТ LISA TRI 839MP використовується для лікування катаракти і коригує аберації, є тріфокальні, рефракційно-дифракційні ІОЛ.



Рисунок 1.16 – Інтраокулярна лінза AT LISA TRI 839MP

Лінза AT LISA TRI 839MP є першою тріфокальною ІОЛ, яка офіційно зареєстрована в Росії. Вона відноситься до мультифокальних оптичних пристроїв нового покоління. Попередньо лінзу поміщують в картридж, який створений спеціально для виконання імплантації за методикою MICS. Це дозволяє поліпшити якість зору на середні відстані. Лінза AT LISA TRI 839MP дозволяє пацієнтам м'яко сфокусуватися на будь-якій відстані без додаткового використання окулярів.

СТ ASPHINA 509M. Інтраокулярна лінза (рис. 1.17) є монофокальним оптичним пристроєм із загальним діаметром 11 мм (оптичний діаметр 6 мм). Конструкція ІОЛ моноблочна і дозволяє допомогти пацієнтам з відхиленням в рефракції аж до 32 дптр (крок від 0,5 дптр до 1 дптр).



Рисунок 1.17 – Інтраокулярна лінза СТ ASPHINA 509M

Лінзу CT ASPHINA 509M використовують для лікування катаракти. Вона коригує позитивні аберації рогівки і дозволяє отримати хорошу якість зору. Імплантують ІОЛ через розріз, довжина якого не перевищує 1,8 мм.

Опис і характеристики ІОЛ Hydro-Sense Aspheric, Rumex. Це монолітна, гідрофільна, складна двоопукла інтраокулярна лінза (рис. 1.18), для імплантації в задню камеру кришталика після факоемульсифікації катаракти. Розмір формованого розрізу, при цьому не перевищує 1,8 мм.



Рисунок 1.18 – Інтраокулярна лінза Hydro-Sense від компанії Rumex

Матеріалом виготовлення даної ІОЛ послужив гідрофільний акрил, з вмістом води 25 %. Конструктивною особливістю Hydro-Sense Aspheric, є її підвищена ІАГ-стійкість. Дана лінза відноситься до задньокамерного типу, що встановлюється безпосередньо перед кришталиком, відразу за райдужкою, що забезпечує відмінні оптичні результати. У лінзі Hydro-Sense Aspheric передбачена асферична задня і передня поверхні і вдосконалена оптика, що виключає появу асферичних аберацій і мінімізує будь-які оптичні аномалії.

Застосування в Hydro-Sense Aspheric технології анти-відблиск робить можливим відсутність оптичних аномалій, а також зводить до абсолютного мінімуму ризик засліплення інтенсивним світлом, що характерно для м'яких

інтраокулярних лінз інших конструкцій. При зміщенні центру зіниці або оптичної осі ока, у пацієнтів з Hydro-Sense Aspheric, якість і гострота зору не змінюються. Форма лінзи враховує рефракційні і анатомічні особливості ока. Крім того, передбачений в Hydro-Sense Aspheric безперервний квадратний край, служить для попередження виникнення вторинної катаракти.

Переваги лінзи Hydro-Sense Aspheric:

- лінза Hydro-Sense Aspheric імплантується через надмалий самогерметизуючий розріз в 1,8 мм;
- її асферична конструкція забезпечує відмінний зір при різній освітленості і розмірі зіниці;
- якість зору залишається незмінною навіть у разі зміщення центру зіниці або оптичної осі ока;
- лінза відрізняється високою біосумісністю і комфортністю, що доведено сотнями тисяч імплантацій.

Акреос MI60 – сучасна асферична біосумісна [15] лінза Bausch & Lomb. Лінза Акреос MI60 (рис. 1.19) виділяється серед інших лінз своїм інноваційним дизайном і ідеальним розташуванням усередині капсульного мішка.

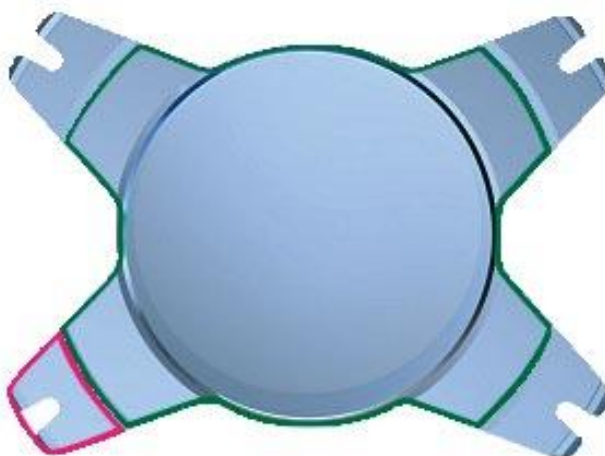


Рисунок 1.19 – Біосумісна лінза від компанії Bausch & Lomb

Акреос МІ60 це лінза, яку імплантують через розріз 1,8 мм, дозволяє уникнути необхідності коригування зору пацієнта за допомогою астигматичних окулярів завдяки мінімізації розрізу і спеціальною методикою його формування. Технологія 1,8 мм МІСС вимагає особливий матеріал для виготовлення лінз: Лінзи Акреос МІСС виготовляються з запатентованого Bausch + Lomb акрилового матеріалу, що робить їх оптимальними при наявності сьгоднішніх вимог, що пред'являються до мікророзрізу.

Ці лінзи легко стискаються при введенні в мікророзріз 1,8 мм; після імплантації в око лінзи легко розгортаються і відновлюють свою первісну форму без пошкоджень. Нова форма лінзи забезпечує її максимальну стабільність в капсульному мішку. Спеціальна технологія дозволяє поглинати сили в трьох напрямках, оберігаючи оптичну частину від руху.

Лінза має постійну оптичну силу від центру до краю, що забезпечує постійний передбачуваний зір для всіх пацієнтів незалежно від форми рогівки, розміру зіниці і капсулярного мішка. Унікальний дизайн лінзи залишає природну ступінь позитивних сферичних аберацій рогівки, що дає пацієнтові хорошу глибину зору. У лінзі використані всі нові розробки компанії Bausch & Lomb для зниження ймовірності помутніння задньої капсули і розвитку вторинної катаракти: спеціальний бар'єр по всьому краю лінзи, квадратний край, спеціальна кутова 10° конструкція підсилює контакт із задньою капсулою. У створенні лінзи Акреос МІ60 вчені використовували сучасні досягнення з розробки ІОЛ [16].

Акреос Адапт – асферичні лінзи з удосконаленою оптикою Bausch & Lomb. Для пацієнта система Акреос Адапт (рис. 1.20) є гарантією того, що операція буде виконана в оптимально безпечних умовах і з максимальною поліпшенням якості зору.



Рисунок 1.20 – Інтраокулярна лінза Akreos Adapt

Моноблочна акрилова лінза, яка має чотири точки контакту в капсулярному мішку, що гарантує її бездоганну центрацію і стабільність в оці. Зір чіткий, комфортний та якісний в будь-яких умовах. Лінза, яка не створює сферичних і аберацій вищого порядку. Вона нейтральна до рогівки і підходить всім пацієнтам незалежно від анатомічної будови рогівки і ока.

Лінзи, розроблені компанією Vausch & Lomb, мають постійну оптичну силу по всій поверхні – в центрі і на периферії. Гострота і якість зору з такими лінзами не змінюється при зміщенні оптичної осі ока або центра зіниці. В результаті пацієнт отримує прогнозовані стабільні показники з оптимальною чіткістю зору при будь-якому освітленні.

Незважаючи на досягнення сучасної офтальмології: високотехнологічні біосумісні лінзи, і в цілому дуже великий асортимент вибору ІОЛ (в тому числі розвиток методів розрахунку сили інтраокулярних лінз), потрібне подальше підвищення точності визначення оптичної сили ІОЛ, потрібно далі розвивати, розраховувати, моделювати та досліджувати інтраокулярні лінзи. Це є актуальним завданням для офтальмологів усього світу, рішення якої продовжує обговорюватися в сучасних дослідженнях. Для визначення недоліків та переваг тої чи іншої лінзи (табл. 1.2) офтальмологи проводять статистичний аналіз даних, з яких можна зробити певні висновки.

Наприклад, моделі інтраокулярних лінз AcrySof, у тому числі розглянута модель Natural, мають певні недоліки. При роботі з цією лінзою треба робити великий розмір розрізу, щоб помістити лінзу в око, що призводить до післяопераційного астигматизму та у деяких випадках навіть накладання швів, що погіршить якість зображення. Лінза ж CT ASPHINA 509M від німецької компанії Carl Zeiss, потребує набагато меншого розрізу, тобто є більш безпечною, але теж має недолік у відсутності жовтого фільтру, який має захищати сітківку від шкідливого синього спектру. У лінз AT LISA 809M та Hydro-Sense Aspheric схожий склад матеріалу, але недоліки різні. У лінзи Hydro-Sense Aspheric присутні сферичні аберації, що значно погіршують якість зображення та комфортне носіння лінзи.

Таблиця 1.2 – Порівняльна характеристика лінз різних виробників

Назва лінзи	AcrySof Natural	AT LISA 809M	CT ASPHINA 509M	Hydro-Sense Aspheric
Конструкція лінзи	Моноблок	Багатокомпонентна	Моноблок	Моноблок
Розмір розрізу, мм	≤ 3	$\leq 1,5$	1,8	$\leq 1,8$
Матеріал	Гідрофобний акрил	Гідрофільний акрил с гідрофобною поверхнею	Гідрофільний акрил с гідрофобними властивостями	Гідрофільний акрил
Наявність фільтрів	Присутній жовтий фільтр	Захищає тільки від UV-променів	Захищає тільки від UV-променів	Наявність UV фільтра
Показник заломлення	1,55	1,56	1,53	1,55
Переваги	Містить жовтий фільтр, який буде захищати око, як справжній кришталік	Для імплантації даної лінзи робиться дуже невеликий розріз ока, що зменшує можливість післяопераційних ускладнень	Також невеликий розмір до імплантації і біосумісний матеріал, що зменшує ризик відторгнення лінзи	Якість зору залишається незмінною навіть у разі зміщення центру зіниці або оптичної осі ока
Недоліки	Потрібен великий розмір розрізу для імплантації ІОЛ, що може призвести до післяопераційного астигматизму	Немає жовтого фільтру, який захищає сітківку після операції від шкідливого синього спектру	Відсутність жовтого фільтру, наявність незначних сферичних аберацій	Наявність незначних сферичних аберацій

Але вибір засновується не лише на властивостях, виробниках і безумовної якості матеріалів для інтраокулярних лінз, а й на розрахунках, моделюванні їх параметрів. Тому для покращення якості операційного втручання та зору пацієнтів є необхідним індивідуальний підхід для кожного пацієнта. А саме за допомогою сучасних спеціалістів з оптики, досвіду та статистичних даних офтальмологів, спеціалістів інформаційних систем потрібне розроблення програмного забезпечення для реалізації індивідуального підходу при виборі конструкцій, характеристик ІОЛ для кожного пацієнта.

2 РОЗРАХУНОК ОПТИЧНОЇ СИЛИ ІНТРАОКУЛЯРНОЇ ЛІНЗИ

Завдяки поліпшенню техніки операції і вдосконалення інтраокулярних лінз (ІОЛ) відбулося суттєве зниження ризику виникнення інтраопераційних і післяопераційних ускладнень [17]. Сучасний рівень розвитку офтальмології дозволяє також вимагати більшої точності збігу результату операції з бажаної рефракцією [18]. З цією метою створюються нові формули розрахунку оптичної сили інтраокулярних лінз, нові моделі ІОЛ, звертається увага на вплив різних характеристик очного яблука на точність розрахунку ІОЛ, використовуються малотравматичні технології, перевагою яких є мала величина розрізу, його самогерметизація, внутрікапсульна фіксація інтраокулярних лінз, скорочення термінів реабілітації пацієнтів і можливість виконання операції як в стаціонарних, так і в амбулаторних умовах. Проте, неправильний розрахунок оптичної сили ІОЛ може значно погіршити результат першокласно проведеної операції і привести до незадовільних результатів в плані отримання максимальної гостроти зору пацієнта. Особливо складним є розрахунок ІОЛ у пацієнтів після раніше перенесених кераторефракційних операцій (РК, ЛАСИК, ФРК) [2,7]. Стандарти Британської Національної служби охорони здоров'я (British National Health Service) від 2009 року вказують [19], що відхилення отриманої рефракції від рефракції мети після факоемульсифікації на очах з інтактною рогівкою має бути $\pm 0,5$ дптр в 55 % і $\pm 1,0$ дптр в 85 % випадків .

Точність підбору ІОЛ залежить від декількох факторів:

- точності діагностики біометричних параметрів очей до операції, таких як: передньозадня вісь ока (ПЗВ), глибина передньої камери ока, товщина кришталика, горизонтальний діаметр рогівки, діаметр зіниці, кут Каппа і ін .;
- точності формул для розрахунку оптичної сили ІОЛ;
- точності контролю якості і сили ІОЛ виробником.

Незважаючи на досягнення сучасної офтальмології (в тому числі розвиток методів розрахунку сили інтраокулярних лінз), потрібне подальше підвищення точності визначення оптичної сили ІОЛ. Це є актуальним завданням для

офтальмологів усього світу, рішення якої продовжує обговорюватися в сучасних дослідженнях [20].

2.1 Способи розрахунку оптичних параметрів інтраокулярних лінз

Середнє значення оптичної сили живого кришталика трохи перевищує 19 дптр. У схематичному оці Альвар Гульстранда оптична сила кришталика становить 19,11 дптр (рис. 2.1)



Рисунок 2.1 – Схематичне око Гульстранда

За деякими даними біометричних досліджень оптична сила кришталика дорівнює 20,38 дптр [21]. Анатомо-оптичні параметри ока дуже варіабельні, і це повною мірою стосується кришталика. Крайні значення заломлюючої сили кришталика становлять 12,9 і 33,8 дптр. Простий розрахунок показує, що імплантація стандартної ІОЛ з оптичною силою 20 дптр в певному числі випадків може створити емметропію артіфакічного ока, проте можливі відхилення від емметропії в ту чи іншу сторону 6 дптр і більше. J. S. Nilman показав [21], що при роботі зі стандартною ІОЛ з оптичною силою 19 дптр є залишкова аметропія

+6 дптр. Існує думка [5], що точність вимірювання значно підвищується при використанні імерсійного методу. Дослідження виконують в положенні хворого на спині. Після розкриття очної щілини на очне яблуко накладають посудину, яку заповнюють розчином метилцелюлози. Ультразвуковий датчик занурюють в метилцелюлозу і починають вимір. D. R. Sanders, N. C. Kraff наводять дані про те, що електронна реєстрація даних ехографії в порівнянні з осцилоскопом підвищує точність вимірювання в кілька разів [22]. Вимірювання радіуса кривизни або заломлюючої сили рогівки легко виконати з достатньою точністю на офтальмометрі (рис. 2.2).



Рисунок 2.2 – Офтальмометр

Основний принцип офтальмометрії полягає в наступному: поверхні заломлюючих середовищ ока дзеркальні і, як всякі сферичні дзеркала, при дотриманні певних умов дають від близьких об'єктів зменшені зображення. Величина зображення, що виходить в дзеркалі, залежить від трьох моментів: величини об'єкта, відстані об'єкта від дзеркала і радіуса кривизни дзеркала.

Тому, якщо відомі величина об'єкта, відстань об'єкта від дзеркала і величина зображення, то можна легко обчислити радіус кривизни дзеркала.

Відстань між оптичною частиною ІОЛ і вершиною рогівки визначають орієнтовно з певною часткою похибки. До видалення помутнілого кришталика (рис. 2.3) важко точно встановити положення оптичної частини ІОЛ. При передньокамерній ІОЛ ця відстань коливається від 2 мм до 3 мм, при задньокамерній – від 3 мм до 4 мм.

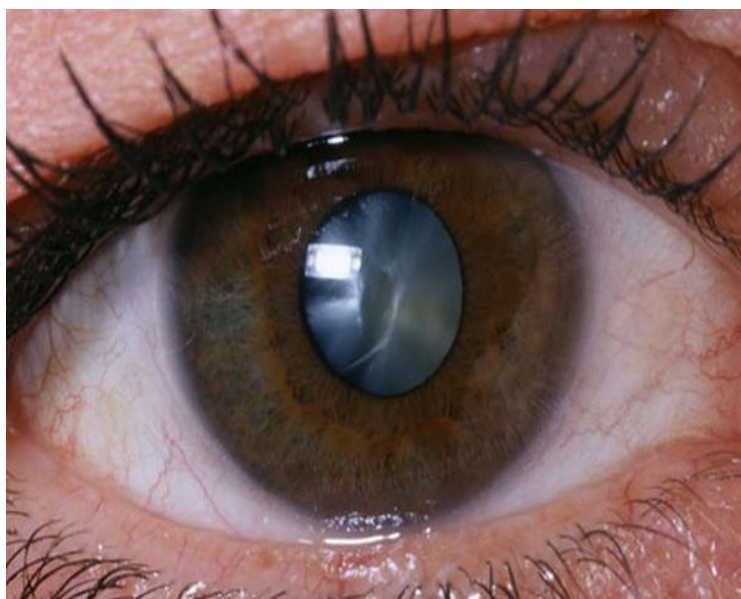


Рисунок 2.3 – Помутнілий кришталик

Розрахунок за формулою оптичної сили ІОЛ з урахуванням індивідуальних параметрів оперованих очей дуже скрутний. Розроблені та широко застосовуються різні методи визначення оптичної сили еметропізуючої ІОЛ або ІОЛ із запрограмованою аномалією рефракції. Застосовують комп'ютерні програми (ND Peterson, 1980; JE McDonald, 1985; JR McEwan, DJ Cinotti, B. A. Maltzman, 1985), номограми (F. Daxecker, W. Ambach, 1982), пристрої, що нагадують логарифмічну лінійку (Wang Guang -Ji, O. Pomezantzeff, 1983). Найбільш простим і досить точним методом розрахунку слід вважати використання номограм (рис. 2.4).

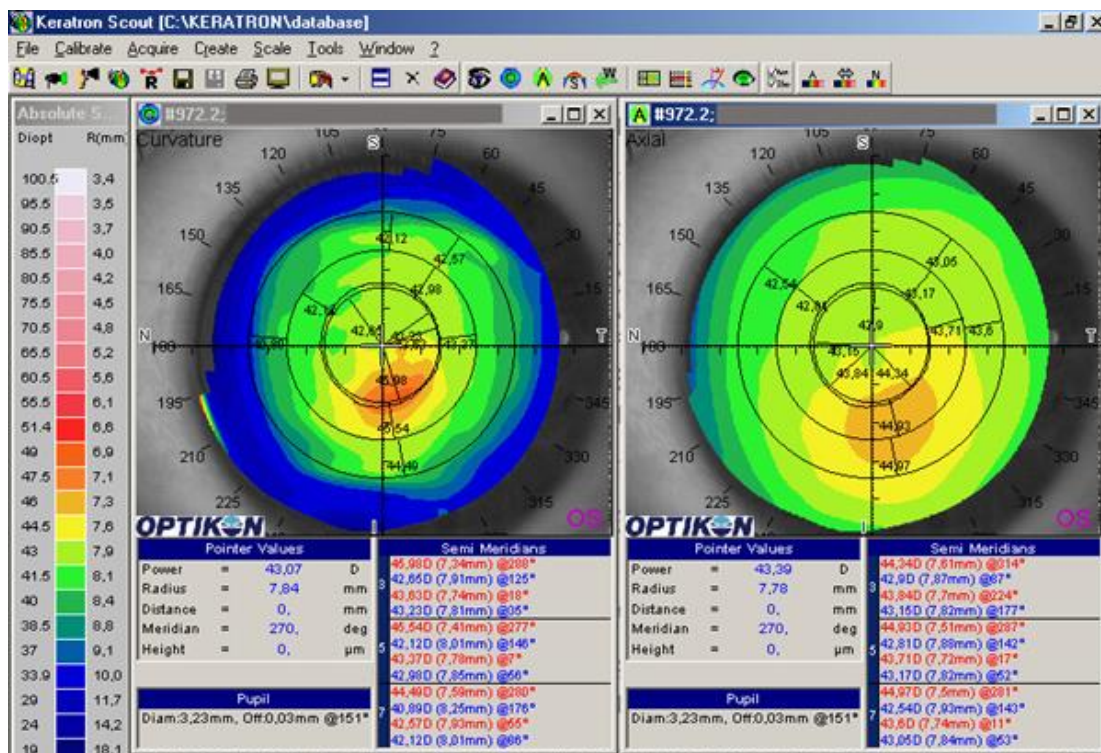


Рисунок 2.4 – Номограма для визначення сили ІОЛ

Еметропію далеко не завжди слід вважати кращою рефракцією для артіфакічного ока щонайменше з двох причин: 1) артіфакічне око позбавлене здатності акомодатії, і створення легкого ступеня короткозорості (від 1,5 дптр до 2 дптр) дозволяє забезпечити достатню працездатність ока поблизу; 2) створення еметропії артіфакічного ока проблематично у зв'язку з виникненням анізейконії. Тому більш доцільною виявляється інша рефракція. При виборі оптимальної рефракції для артіфакічного ока слід керуватися наступними правилами. Еметропія: молоді пацієнти, гострота зору двох очей в межах норми; літні пацієнти, обидва ока короткозорі. Міопія (2 дптр) : в оці артіфакія з нормальною гостротою зору; літні пацієнти, парне око еметропічне. Внаслідок того, що більш доцільною рефракцією в ряді ситуацій виявляється не еметропія і міопія легкого ступеня, то найбільш ходовими є ІОЛ з оптичною силою не 19– 0 дптр, а на 1–2 дптр більше, тобто від 21 дптр до 22 дптр. Вимірювання оптичної сили ІОЛ проводять на спеціальних пристроях, маркування роблять на краю лінзи. Якщо в силу обставин виникне необхідність контролю оптичної сили ІОЛ, то це можна

зробити в умовах клініки без спеціального оснащення. Для вимірювання необхідно мати медичний діоптриметр (рис. 2.5). За допомогою цього приладу можна виміряти здатність заломлення сили оптичних лінз, яка виражається в діоптріях, а також для визначення положення головних меридіанів астигматизму.



Рисунок 2.5 – Діоптриметр

Потім беруть сильну негативну лінзу з пробного набору і покривне скло з плоско-паралельними пластинами. Сполучені разом негативну лінзу і покривне скло поміщають в діоптриметр, за допомогою якого визначають оптичну силу негативної лінзи в умовах часткової нейтралізації дії увігнутої поверхні. Потім покривне скло знімають і в западину, заповнену рідиною, поміщають ІОЛ, після чого западину накривають покривним склом. За допомогою діоптриметра реєструють оптичну силу системи: негативна лінза плюс збираюча ІОЛ. Оптична сила ІОЛ дорівнює різниці двох вимірів.

2.2 Методика розрахунку оптичної сили та інших параметрів інтраокулярних лінз

При розрахунку сили монофокальних лінз, зокрема AcrySof IQ, мультифокальних AcrySof Restor IQ і акомодуючої CrystalensHD, потрібно використовувати дані рефрактокератометрії і оптичної біометрії (IOL Master),

що дозволяє у всіх випадках отримувати точні дані сили заломлення рогівки і передньозаднього розміру ока. Застосовуються формули останнього покоління: SRK / T при еметропії [23] , Holladay, SRK / T – при міопії, HofferQ [24] – при гіперметропії і Haigis [24] на очах після операцій ЛАСИК і ФПК, на очах після радіальної кератотомії використовувалися індивідуальні поправки в сторону міопічної рефракції.

2.2.1 Розрахунок сили торичних і мультифокальних торичних ІОЛ на рефракційно-інтактних очах

Розрахунок торичних ІОЛ починали з визначення сферичного еквіваленту, як зазвичай, з прийнятими константами. Для цього найважливішим є визначення ступеня і осі астигматизму. Віддавали перевагу показникам кератопографії або даними мануальної кератометрії (рис. 2.6).

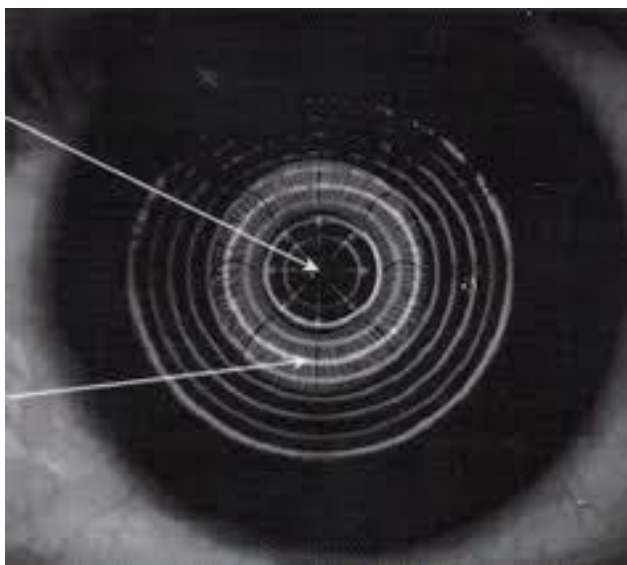


Рисунок 2.6 – Кератометрія

Після впевненого розрахунку сили ІОЛ інші показники астигматизму рогівки вводилися в on-line калькулятор для торичних ІОЛ. Відмінність цієї програми від доступних раніше в тому, що вона дозволяє компенсувати індукований хірургом астигматизм. Калькулятор торичних ІОЛ вимагає тільки

введення кількох простих параметрів, які змінюються. Вводимо основну інформацію – ім'я хірурга, ім'я пацієнта, око, яке оперується (рис. 2.7).

Рисунок 2.7 – Калькулятор для розрахунку торичних ІОЛ

Вводимо дані ручної кератометрії (плоску і круту К в діоптріях і меридіани), біометричні результати (сферичну силу ІОЛ, розраховану за бажаною формулою). Вводимо передбачуваний індукований астигматизм і локалізацію хірургічного розрізу. Калькулятор використовує всю введену інформацію і адаптує до пацієнта для найкращого результату з розрахунком моделі і осі локалізації лінзи. Розраховується сила і локалізація залишкового астигматизму. Крім того, калькулятор вказує оптимальну вісь розташування ІОЛ в капсульному мішку. Векторний аналіз компенсує індукований хірургом рогівковий астигматизм і розраховує оптимальну вісь розташування лінзи.

2.2.2 Розрахунок сили ІОЛ на очах після перенесених кераторефракційних операцій

Причини помилок у розрахунках ІОЛ у пацієнтів після РК, ЛАСИК і ФРК можна розділити на три групи. Стандартні кератометри визначають показники заломлення рогівки від 2,5 мм до 3,2 мм зоні, в той час як після міопичного ЛАСИК, ІОЛ по самій плоскій частині рогівки ми отримуємо зрушення в гіперметропії. ФРК і РК в центральній точці рогівки відзначається сплющення.

Найбільш точним для розрахунку сили ІОЛ в таких випадках є метод «рефракційної історії». При відсутності таких даних необхідно: обов'язкове проведення кератотопографічного дослідження, мануальної та автоматичної кератометрії для виявлення найбільш точних показників заломлення в центральній зоні рогівки; використання для розрахунку не менше двох формул третього покоління (Hollyday, HofferQ, Haigis-L). При цьому після міопічного ЛАСИК використовується формула Haigis-L з цільовою рефракцією +0,25; +0,5 дптр. Після міопічної ФРК-Haigis-L з цільовою рефракцією -0,25; -0,5 дптр, після гіперметропічного ЛАСИК - HofferQ без поправок. Після РК – SRK / T має додаткові поправки: при кількості насічок менше 8 до сили ІОЛ розрахованої на еметропії додавали +2,5 дптр в сторону міопії, при кількості насічок 10 і більше маємо +3,0 дптр в сторону міопії.

2.3 Формули розрахунку оптичної сили ІОЛ

Розробка і широке поширення техніки екстракції кришталика зі збереженням капсули робить розрахунок оптичної сили ІОЛ одним з найголовніших чинників, що визначають високу гостроту зору після операції. Перше революційне рішення в області хірургії катаракти пов'язують з діяльністю англійського хірурга Ridley, який в 1949 р першим здійснив вдалу імплантацію ІОЛ. Незважаючи на більш ніж тридцятирічну історію розвитку методів розрахунку ІОЛ в нашій країні, питання незадовільною точністю визначення оптичної сили ІОЛ продовжують обговорюватися в сучасних дослідженнях. Формули першого покоління (Федоров-Івашина-Колінко, Binkhorst і ін.), були названі "точними оптичними" тому, що вони виводилися з умови фокусування параксіальних променів на сітківці відповідно до законів геометричної оптики [25].

Всі ці формули можуть бути математично представлені в наступному вигляді:

$$P = [N/(L - C)] - [NK/(N - KC)], \quad (2.1)$$

де P – необхідна оптична сила лінзи для досягнення післяопераційної еметропії;

N – показник заломлення склоподібного тіла і водянистої вологи;

L – осьова довжина ока, мм;

C – передбачувана післяопераційна глибина передньої камери ока (мм);

K – кривизна рогівки, дптр.

Точні «оптичні» формули першого покоління не привели до зникнення рефракційних помилок через відсутність зворотного зв'язку «рефракційний результат-формула». Це було поштовхом для створення «регресійних» формул, першою з яких стала SRK I, а в подальшому і другого покоління – формули SRK II, Donzis-Kastl-Gordon, Gills. Регресивні – створювалися на основі клінічного матеріалу імплантацій і доопераційних даних і післяопераційні результати ретроспективно зіставлялися з певною математичною залежністю рефракції ІОЛ від цих даних. Залежність обчислювалася за методом найменших квадратів. Регресивні формули відрізняються між собою тим, що ґрунтуються на даних різних нозологічних груп. Автори SRK запропонували кожному випущену ІОЛ позначати константою «А», що характеризує положення лінзи в оці. Для певних типів лінз константа «А» була визначена за клінічними даними [26].

Формула SRK I (Sanders, Retzlaff, Kraff) виглядає наступним чином:

$$P = A - 0,9 \cdot K - 2,5 \cdot L, \quad (2.2)$$

де P – необхідна оптична сила лінзи для досягнення післяопераційної еметропії;

A – константа, яка змінюється від 114 до 119 в залежності від ІОЛ;

L – довжина передньо-задньої осі ока, мм;

K – середнє значення кератометрії, дптр.

Відмінність формули SRK I від SRK II в різних А-константах для різних нозологічних груп [6] :

$$P = A1 - 0,9 \times K - 2,5 \times L. \quad (2.3)$$

$A1$ залежить від A – константи, що показано у таблиці 2.1.

Таблиця 2.1 – Залежність $A1$ від A -константи

$A1$	A
$A1 = A + 3$	$L < 20\text{мм}$
$A1 = A + 2$	$20 \text{ мм} \leq L < 21 \text{ мм}$
$A1 = A + 1$	$21 \text{ мм} \leq L < 22 \text{ мм}$
$A1 = A$	$22 \text{ мм} \leq L < 24,5 \text{ мм}$
$A1 = A - 0,5$	$24,5 \text{ мм} \leq L$

Однак рефракційні помилки при імплантації ІОЛ траплялися все одно, що призвело до третього етапу – появи "змішаних" формул на базі "точних" оптичних з розрахунком деяких коефіцієнтів по емпіричним даним [17]. Holladay J.T. поклав початок третього покоління формул. Він ввів поняття SF – хірургічного фактора, що представляє собою відстань між площиною райдужки і головною площиною ІОЛ, яке обчислюється за статистичними даними з відомими результатами імплантацій. Оскільки хірургічний фактор SF визначається за клінічними даними і рекомендується для подальшого застосування в якості атрибута даного типу ІОЛ, як і константа A , то формально будь-яку з цих величин можна розрахувати по емпіричній формулі:

$$SF = A \times 40,5663 - 65,6. \quad (2.4)$$

Персоніфіковане значення $persACD$ – положення конкретного типу ІОЛ відносно вершини рогівки – ввів Hoffer K.J. [27]. Ця величина є атрибутом конкретного типу ІОЛ та її можна обчислити, знаючи SF, за емпіричною формулою:

$$persACD = (SF + 3,595) \div 0,9704. \quad (2.5)$$

Аналіз формул 3-го покоління показав, що розрахункова величина ефективного положення лінзи залежить від радіуса кривизни рогівки. Однак, ця

залежність справедлива лише для рогівки, незміненої в результаті рефракційної операції. У зв'язку з тим, що після операції ПДРК рогівка ущільнюється в центрі, а глибина передньої камери ока практично не змінюється, виникає суперечність між прогнозованою і реальною величинами глибини передньої камери ока. За допомогою ряду підстановок різних значень рефракції рогівки в формулу SRK III і проміжним обчисленням ЕПЛ було отримано графік (рис. 2.8).

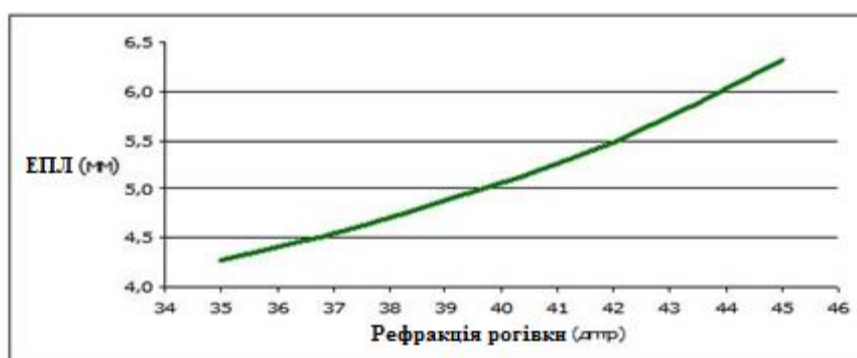


Рисунок 2.8 – Залежність ЕПЛ від радіуса кривизни рогівки

З графіка видно, що якщо рефракція рогівки перед ПДРК була 44,0 дптр, а після стала 35,0 дптр, то ігнорування передопераційного значення рогівки при розрахунку сили ІОЛ за формулою SRK/T призводить до недооцінки величини ЕПЛ близько 1,7 мм, що, в свою чергу, призводить до недооцінки оптичної сили ІОЛ більше 4,0 дптр (рис. 2.9).

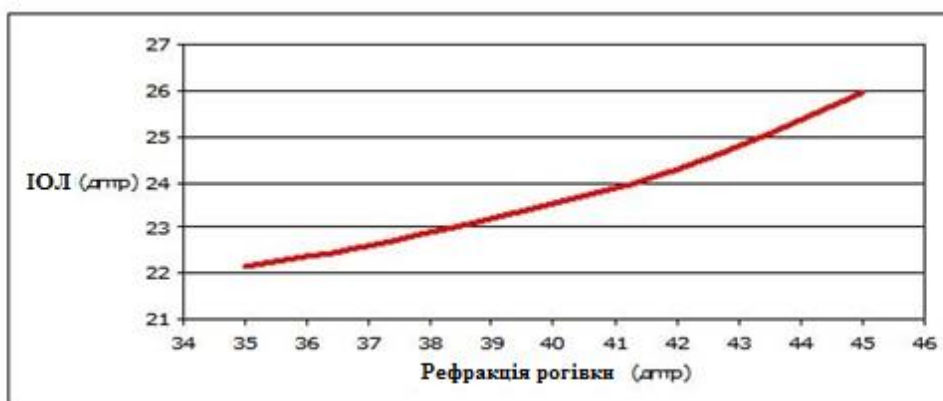


Рисунок 2.9 – Залежність сили ІОЛ від рефракції рогівки

Holladay J.T. сформулював проблему стандартизації біометрії і кератометрії для підвищення точності розрахунку ІОЛ [24], проаналізовано вплив конструктивних параметрів лінзи на помилку обчислень. Крім методичних і випадкових помилок кератометрії і біометрії, має місце невизначеність параметрів ІОЛ, також впливає на точність розрахунку. Наведено список 869 зареєстрованих моделей ІОЛ зі значеннями констант А, АСD і SF, які в багатьох випадках видаються виробниками не за клінічними даними, а за параметрами аналогічних лінз. Зазначені константи, навіть певні за клінічними даними, істотно залежать від умов формування цих даних – методу екстракції катаракти, способу фіксації ІОЛ, тобто фактично не є константами. Залежно від моделі ІОЛ рефракції помилка може коливатися в межах трьох діоптрій, положення лінзи в оці викликає різницю в рефракційній силі від 0,5 дптр до 1,0 дптр, неточне вимірювання ПЗО ока здатне спотворити результат від 0,5 дптр до 1,25 дптр. За паспортними даними приладів випадкові помилки вимірів знаходяться в діапазоні: для офтальмометрії +0,25 дптр, для ЕХО-біометрії +0,1 мм. При рівні похибок вимірювань сучасних ЕХО-біометрів і офтальмометрів, в результаті загальноприйнятого песимістичного складання похибок, знаходиться інтервал невизначеності при розрахунку ІОЛ: 0,94 дптр. Таким чином, цілком припустимою є рефракційна помилка результатів інтраокулярної корекції афакії в одну діоптрію. Отже, чим більше пацієнтів з рефракційною помилкою до одної дптр виявиться в досліджуваних групах, тим точнішою є формула, яка застосовується для розрахунків. Незадовільним вважається результат з перевищенням фактичної післяопераційної рефракції більше двох діоптрій від розрахункової. Ці показники є критеріями оцінки точності рефракційних формул. На особливу увагу заслуговує питання про планування післяопераційної рефракції. Очевидно, що оптимальною може вважатися рефракція, що дозволяє пацієнтові отримати максимально можливу гостроту зору з мінімальною додатковою очковою корекцією.

Аналіз теоретичних помилок розрахунку сили ІОЛ методом подвійної кератометрії показав, що найбільш точним є використання даних топографічно

відновленої кривизни рогівки (абсолютна помилка $0,51 \pm 0,41$ дптр), менш точним – використання середнього значення кератометрії (абсолютна помилка $0,69 \pm 0,41$ дптр).

В даний час високий рівень точності вимірювання біометричних параметрів, правильне застосування формул розрахунку ІОЛ третього покоління і персоніфікованих констант ІОЛ дозволяють отримати заплановану післяопераційну рефракцію до $\pm 0,5$ дптр і вище аж до абсолютної.

2.4 Методика розрахунку третього покоління MIKOF/ALF

У порівняльній кількості випадків залишається невизначеним прямим вимірюванням відстань від вершини рогівки до передньої поверхні штучного кришталіка. Відсутня достатня кількість клінічних випадків при рідкісних поєднаннях оптичної сили рогівки і довжини ока. З метою достовірного побудови схематичного ока в цих випадках зроблено наступне припущення. За фактичними даними артіфакічних очей визначено відповідність положення головної площини ІОЛ і параметрів ока в аналогічних галузях MIKOF. У випадках відсутності достатньої кількості даних виконана побудова параметризованого схематичного стандартного артіфакічного ока MIKOF/ART з урахуванням знайденого відповідності. Таким чином, вирішується завдання розрахунку положення головної площини ІОЛ в артіфакічному оці (рис. 2.10). Параметризоване схематичне стандартне око є основою методики розрахунку MIKOF/ALF [27].

У випадках зміненої анатомії (патологія, проведені раніше операції, що змінили анатомічні співвідношення, або які інші стандартні параметри ока) достовірність передопераційного розрахунку нижче, так як дані випадки ні в якому разі не можуть входити в категорію фізіологічної норми. В даних випадках потрібне уточнення змінених параметрів ока з подальшим аналізом отриманого результату, наприклад, розроблена методика розрахунку BESSt для випадків після проведеної раніше ексимерлазерної рефракційної операції [9].

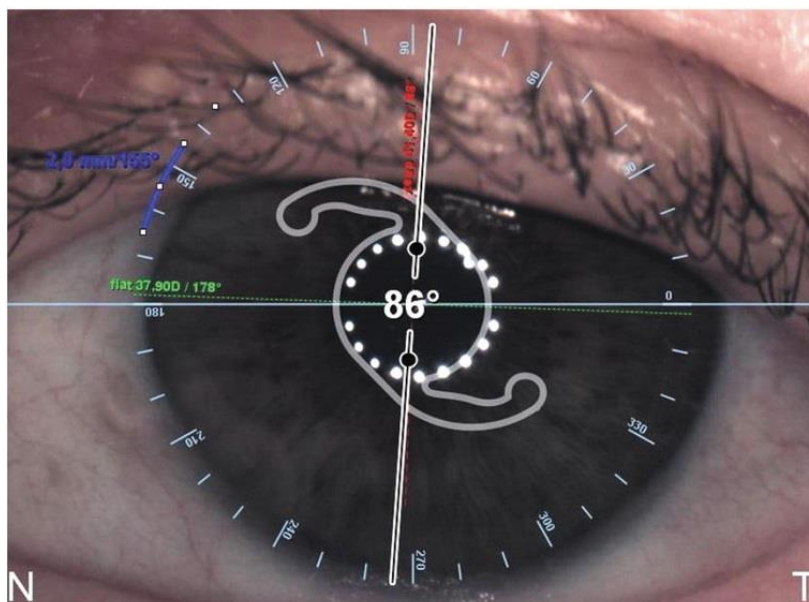


Рисунок 2.10 – Положення ІОЛ в оці

Підхід до створення методики розрахунку ІОЛ на основі параметризованого ока вигідно відрізняється від аналогічних (SRK/T, Holladay I, Hoffer Q) [10] фактичною обґрунтованістю розрахунку положення головної оптичної площини ІОЛ у всьому діапазоні фізіологічної норми.

Основною метою цього методу є опис параметризованого схематичного стандартного артіфакічного ока (MIKOF/ART) і методики розрахунку оптичної сили ІОЛ (MIKOF / ALF).

Результати вийшли наступними. Помилка розрахунку оптичної сили ІОЛ в основній групі за методиками: SRK / T, Holladay 1, Hoffer Q, MIKOF / ALF ($n = 75270$). Клінічні дані: 77024 імплантацій ІОЛ в капсульний мішок з відомими рефракційними результатами для опису параметризованого схематичного стандартного артіфакічного ока. Середній вік пацієнтів: $67,7 \pm 12,9$ років. Довжина ока: $23,67 \pm 1,71$ (від 16,45 мм до 35,70) мм, кератометрія $42,88 \pm 1,70$ (від 38,0 дптр до 49,75) дптр. Матеріал розділений на дві групи:

1-а група – 75270 випадків: визначення методики розрахунку;

2-а група – 1754 випадки: тестування методики розрахунку і порівняння з іншими методиками [16].

Оптичну силу рогівки в центральній зоні визначали за допомогою офтальмометрів фірм «Nidek», «Topcon» (Японія), «Rodenstock» і «Opton» (Німеччина) і в разі необхідності перераховували значення рефракції для скороченого показника заломлення 1,3375. Ультразвукову біометрію здійснювали за допомогою А-методу сканування на апаратах «Humphrey» (рис 2.11).



Рисунок 2.11 – Апарат для сканування «Humphrey»

Клінічну рефракцію визначали на авторефрактометрі «Topcon» (Японія). Отримані результати обробляли з використанням комплексу програм математичної статистики SPSS 13.0 та доступом до даних Microsoft Office Access 2003 і Microsoft SQL Server 2005, таблиці і діаграми залежностей на основі численних відборів даних за допомогою SQL-запитів, згенерованих в Basic.Net 2005, будували із застосуванням Excel 2003.

Визначили схематичне стандартне артіфакічне око як стандартне схематичне око МІКОФ з ідеально тонким штучним кришталіком, розташованим в головній площині заміщеного природного кришталіка, і міопічним сфероеквівалентом клінічної рефракції, найближчим до еметропії. Параметризоване схематичне стандартне артіфакічне око (МІКОФ / ART) ІОЛ з

кроком 0,5 дптр характеризується різним поєднанням рефракції рогівки і довжини ока в діапазоні фізіологічної народження.

Для створення методики розрахунку оптичної сили ІОЛ MIKOF / ALF була виконана наступна послідовність обчислень.

1. Інформація про параметри артіфакічного ока була скорочена. З аналізу були виключені випадки після рефракційних операцій на рогівці, патології рогівки (кератоконус, стан після кератопластики), тампонади вітреальної порожнини силіконовим маслом, посттравматичні і інші стани, що призводять до зміни анатомії, відсутності правильної фіксації ІОЛ або порушення прозорості середовищ.

2. Сформовано вибірку кортежів (рефракція рогівки, довжина ока, оптична сила ІОЛ, сфероеквівалент (по авторефрактометрії), А-константа (імплантованої ІОЛ) для розрахунку кардинальних точок артіфакічного ока.

3. Для кожного кортежу вибірок п. 2 виконано розрахунки артіфакічного ока в цілому з урахуванням імплантованої ІОЛ. ІОЛ представлена в розрахунках у вигляді тонкої лінзи.

4. Для уточнення положення головної площини ІОЛ в параметризованому схематичному стандартному артіфакічному оці при недостатній фактичній інформації у випадках рідкісних поєднань параметрів використовували дані параметризованого схематичного стандартного ока MIKOF, в якому визначали положення головної площини нативного кришталіка.

5. Визначено параметризоване схематичне стандартне артіфакічне око в межах фізіологічного діапазону значень рефракції рогівки і довжини ока.

6. Описана методика розрахунку оптичної сили ІОЛ MIKOF/ALF [24].

7. На контрольній вибірці проведено тестування методики розрахунку оптичної сили ІОЛ MIKOF/ALF і визначена її точність в порівнянні з методиками SRK/T, Holladay 1, Hoffer Q.

Оптична система артіфакічного ока визначена рефракцією очкової лінзи, чотирма заломлюючими поверхнями (передня і задня поверхні рогівки і ІОЛ), вертексної відстані (від головної точки очкової лінзи до передньої поверхні

рогівки, що приймаються у всіх випадках, крім випадків детального аналізу, рівним 12 мм), товщиною рогівки, положенням ІОЛ щодо рогівки, довжиною ока, показниками заломлення середовищ.

На основі параметризованого схематичного стандартного артіфакічного ока МІКОF/ART створена методика передопераційного розрахунку оптичної сили ІОЛ МІКОF / ALF.

Формула розрахунку оптичної сили ІОЛ МІКОF/ALF, заснована на принципі відповідності положення головної площини імпантуємої ІОЛ, положенню площині тонкої ІОЛ, зміщеною на відхилення площині ІОЛ від площини гаптичних елементів і місця фіксації, що враховує товщину розраховуваної ІОЛ і має такий вигляд:

$$C_w = -5,41 + 0,58412 L_{cor} + 0,098 K, \quad (2.6)$$

де C_w – діаметр рогівки;

K – кератометрія.

$$L_{cor} = -3,446 + 1,716 \cdot L - 0,0237 \cdot L, \quad (2.7)$$

де L – довжина ока.

У таблиці 2.2 представлені результати розрахунків на основній вибірці результатів імпантації ІОЛ. Результати, представлені в таблиці 2.2, свідчать про порівнянні точності методики МІКОF/ALF щодо інших, які широко використовуються. Але необхідно відзначити, що сама методика МІКОF/ALF побудована з урахуванням залежностей положення головної площини імпантованою ІОЛ, отриманих методом регресійного аналізу на даному клінічному матеріалі.

Таблиця 2.2 – Помилка розрахунку оптичної сили ІОЛ по різних методикам в основній групі

Методика розрахунку	M	σ	min	max
SRK/T	0,41	0,52	-3,69	7,63
Holladay 1	0,44	0,52	-1,81	5,34
Hoffer Q	0,49	0,61	-3,35	3,12
MIKOF/ALF	0,38	0,49	-1,37	1,41

Результати тестування методики розрахунку MIKOF/ALF у вигляді середньої помилки розрахунку оптичної сили ІОЛ представлені в таблиці 2.3.

В середньому помилки розрахунку за методикою MIKOF/ALF в контрольній групі тестування мінімальні. Методика MIKOF/ALF при тестуванні характеризується меншими помилками розрахунку.

Сучасна методика розрахунку оптичної сили ІОЛ повинна відповідати таким вимогам: а) закінченість, яка полягає в тому, що методика готова до застосування і не вимагає додаткових уточнень; б) зручність застосування полягає в тому, що методика не вимагає конкретизації використовуваної в розрахунках інформації; в) універсальність полягає в тому, що її застосування можливе на всьому діапазоні фізіологічних параметрів; г) адаптивність полягає в тому, методика передбачає можливість уточнення внутрішніх параметрів формули на основі клінічних даних.

Цим критеріям відповідають методи розрахунку ІОЛ SRK / T, Holladay 1, Hoffer Q, що набули широкого поширення. Різниця точності розрахунку цих методик визначається різницею клінічного матеріалу, що лежить в основі цих методик, а також відмінністю підходів до прогнозування стану ІОЛ. Ключовим елементом прогнозування положення ІОЛ цих методик є наступне: до деякого середнього положення ІОЛ, що визначається в цих методиках константою А, додається (зі своїм знаком) прогнозована величина зміщення ІОЛ уздовж оптичної осі.

Таблиця 2.3 – Помилка розрахунку оптичної сили ІОЛ у контрольній групі за методиками

Методика розрахунку	M	σ	min	max
SRK/T	0,01	0,34	-1,74	1,56
Holladay 1	-0,03	0,36	-1,18	1,21
Hoffer Q	0,09	0,48	-2,93	1,58
MIKOF/ALF	0,03	0,30	-1,51	1,38

Помилка розрахунку оптичної сили ІОЛ у контрольній групі за методиками: SRK T, Holladay 1, Hoffer Q, MIKOF/ALF ($n = 1,754$)

У методиці MIKOF/ALF застосований інший підхід. Положення ІОЛ визначається в кожному конкретному випадку, а відхилення від прогнозованого положення головної площини залишається постійним і визначається конструкцією ІОЛ.

Методика MIKOF/ALF відповідає всім вимогам до сучасних методик розрахунку оптичної сили ІОЛ, володіє хорошими порівняльними характеристиками.

2.5 Оптимізація розрахунку ІОЛ

Як вказувалося раніше, метою даної роботи є отримання нової емпіричної формули розрахунку ІОЛ, оптимізованої на основі емпіричних даних [28, 29].

Для вибору коефіцієнтів моделей потрібно мінімізувати функцію за рахунок вибору значень вектора параметрів w .

$$F(w) = \|\Delta\| = \|Y^{tabl} - Y^{net}(w)\| = \sqrt{\sum_{j=1}^p \sum_{i=1}^k (Y_{ij}^{tabl} - Y_{ij}^{net}(w))^2} \rightarrow \min_w 1. \quad (2.8)$$

Таким чином, завдання параметричної ідентифікації моделі є завданням знаходження мінімуму функції багатьох змінних.

Наведемо кілька причин нерівності $F(w^*)$ нулю:

- в емпіричних даних є істотна похибка або ці дані є суперечливими; цю похибку можна визначити під час попередньої підготовки даних вибірки;
- структура моделі обрана невірно; можна подолати цю причину шляхом підбору нової структури;
- якщо обраний метод мінімізації «зайшов» в локальний мінімум, то f також буде відмінна від нуля; для усунення даної причини можна спробувати «спуститися» з іншої початкової точки або вибратися з отриманого локального мінімуму.

Як алгоритми параметричної ідентифікації моделі обрано такі методи: метод покоординатного спуску і градієнтний метод, що використовуються послідовно.

В даному випадку необхідно здійснити апроксимацію функції трьох змінних. Розкладемо функцію f в ряд Тейлора. Введемо диференційний оператор:

$$T^k = \sum_{m=1}^n (x^m - x_0^m)^k \times \frac{d^k}{d \times x_k^m}. \quad (2.9)$$

Після розкладання диференціального оператора в ряд Тейлора, відзначили наступне: через наявність в знаменнику формули k питомий внесок компонент з великими k вкрай незначний. Зі сказаного слід, що при формуванні структури моделі підійде структура, яка використовує перший та третій члени розкладання, то ця модель повинна мати такий вигляд :

$$Y = a_0 + a_1x_1 + a_2x_2 + a_3x_3 + a_4x_1^2 + a_5x_2^2 + a_6x_3^2 + a_7x_1^3 + a_8x_2^3 + a_9x_3^3. \quad (2.10)$$

Використання методів нелінійного програмування (градієнтного, Гаусса-Зейделя, простого сканування) дозволило отримати наступні коефіцієнти рівняння (2.10):

$$A_0 = 9,73875758749880e +0001;$$

$$A_1 = -1,93396257500002e +0000;$$

$$A_2 = 2,51780939999998e -0001;$$

$$A_3 = -3,96309913000000e -0001;$$

$$A_4 = -7,46112700000000e -0003;$$

$$A_5 = -1,06386440000000e -0002;$$

$$A_6 = 2,00172100000000e -0003;$$

$$A_7 = 2,52800000000000e -0005;$$

$$A_8 = -1,24800000000000e -0006;$$

$$A_9 = 0,00000000000000e +0000.$$

Середня відносна похибка цієї формули практично дорівнює дисперсії емпіричних даних і становить 10,6 %. В результаті оптимізації вдалося отримати формулу (2.10) і її коефіцієнти, такі, що при використанні вибірки з 11701 записів вдалося отримати зниження похибок у порівнянні з відомими формулами (табл. 2.4).

Таблиця 2.4 – Значення похибок відомих і оптимізованих формул для розрахунку ІОЛ

Формула	Середня відносна похибка, %	Коефіцієнт кореляції розрахункових і емпіричних значень	Покращення розрахункового значення за формулою (2.10), %
Haigis	15,6	0,849	4
Holladay	13,4	0,857	2,8
SRK II	11,7	0,857	1,1
SRK T	12,5	0,856	1,9
Формула 2.10	10,6	0,867	0

Необхідно відзначити, що подальше зменшення розрахункової похибки формули пов'язане тільки зі зменшенням дисперсії емпіричних даних. Для розрахунку ІОЛ за формулою (2.10) була використана програма MatLab. Для збільшення точності розрахунку ІОЛ була розроблена нова оптимізована

формула, яка має середню відносну похибку дисперсії і становить 10,6 %, що на 1,1 % краще розрахункових значень на відміну від попередньо створених формул. Для досягнення поставленої мети були вирішені наступні завдання:

- проведено аналіз існуючих формул для розрахунку ІОЛ на основі емпіричних даних;
- проведена візуалізація розрахункових і емпіричних даних і виконані оцінки похибок при їх використанні;
- проведена оптимізація нової емпіричної формули на основі методів нелінійного програмування;
- проведена оцінка похибки зазначеної формули;
- показано, що подальше зменшення розрахункової похибки формули пов'язане тільки зі зменшенням дисперсії емпіричних даних.

3 МОДЕЛЮВАННЯ ДИФРАКЦІЙНОЇ ПОВЕРХНІ ІНТРАОКУЛЯРНОЇ ЛІНЗИ

Інтраокулярні лінзи (ІОЛ) є медичними пристроями, які хірургічно імплантують в очі пацієнтів, які страждають такими станами, як катаракта або міопія. По суті пластикова лінза, ІОЛ може бути використана для заміни природного об'єктива в оці, коли лінза стала хмарною, що призводить до зменшення зору. Помутніння лінзи згадується як катаракта, і ІОЛ, що замінює лінзу в цьому випадку, називається псевдофакічною інтраокулярною лінзою. ІОЛ можуть також використовуватися для корекції зору осіб з короткозорими, гіперметропічними або астигматичними очима. Роки досліджень і розробок призвели до великої кількості конструкцій ІОЛ; це включає в себе прості конструкції, такі як рефракційна монофокальна лінза, для більш складних варіантів, таких як дифракційні монофокальні лінзи. У будь-якому випадку, програма OpticStudio надає дизайнерам відмінний інструмент для моделювання та аналізу продуктивності більшості типів ІОЛ. Тут ІОЛ розміщується над природною лінзою, так що її оптична сила змінюється; цей тип ІОЛ називається факічною інтраокулярною лінзою.

Дифракційні внутрішньоочні лінзи. Рефракційні монофокальні ІОЛ надають пацієнтам виправлений зір для зорового спостереження або близького зору. Проблема цієї конструкції, однак, полягає в неможливості виправити обидві одночасно. З цієї причини сучасні конструкції ІОЛ надають альтернативний підхід: мультифокальні ІОЛ. Ці об'єктиви забезпечують більше однієї оптичної потужності, що дозволяє одержувачам фокусуватися в декількох діапазонах. Біфокальні ІОЛ є популярною ітерацією мультифокальної конструкції і мають дві оптичні сили, одну для ближнього зору, а іншу – для далекого зору. У цій статті ми зупинимося на біфокальних конструкціях ІОЛ.

Біфокальні ІОЛ функціонують, використовуючи дифракційну природу світла. Коли різні світлові хвилі поширюються і збігаються в одному місці, вони заважають. Ця перешкода може бути руйнівною або конструктивною (або

частковою заміною будь-якого), і є функцією довжин оптичного шляху окремих світлових хвиль. Наприклад, для оптичної різниці $\lambda/2$, інтерференція між двома збігаючимися хвилями буде повністю руйнівною і призведе до інтенсивності 0. Конструкції біфокальних ІОЛ використовують ці концепції стратегічно. Лінзи розроблені з базовою оптичною силою і мають концентричні кільцеві зони на щонайменше одній поверхні. Світло, що проходить через ці кільцеві зони, перешкоджає в контрольованому вигляді оптичними «кроками» між зонами. Нижче наведено приклад біфокальної ІОЛ (рис. 3.1), що показує асферичну поверхню і кільцеві зони на об'єктиві.

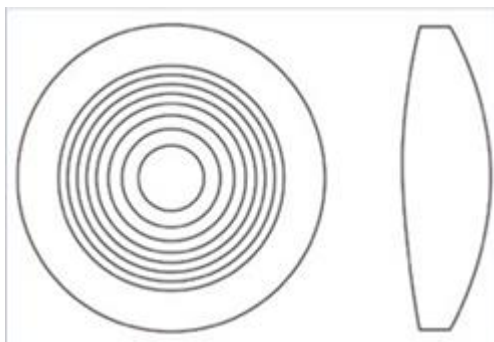


Рисунок 3.1 – Біфокальна лінза з асферичною поверхнею

Щоб зрозуміти, як працює дифракційна ІОЛ, розглянемо ескіз нижче, показуючи об'єктив з рівномірно розташованими кільцями (рис. 3.2). У кожному іншому кільці є крок, який додає $1/2$ хвилі до довжини оптичного шляху променя, що проходить через нього. Це створює дві лінзи, які фокусуються в одному і тому ж місці, але рівно на $1/2$ хвилі виходять з фази один з одним. У цьому фокусі відбувається руйнівне втручання, і в цьому місці немає інтенсивності. Наприклад, в точці А на схемі нижче, різниця фаз між двома променями, які проходять через зовнішні два кільця, може бути рівно $1/2$ хвилі, і відбудеться руйнівна інтерференція. Далі вздовж осі, хоча в точці В, різниця довжини шляху між двома зовнішніми кільцями може бути 0, і може відбутися

конструктивне втручання. Множинні фокуси відповідають різним порядкам дифракції для лінзи.

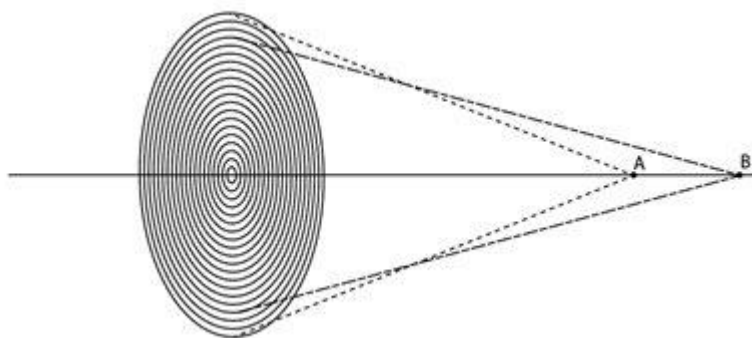


Рисунок 3.2 – Об'єктив з рівномірно розташованими кільцями

Висоту кожного етапу можна регулювати для отримання фокусів у бажаних місцях. Для дизайну ІОЛ, висота і форма кроків вибираються так, щоб створювати два осередки на сітківці ока, один для ближньої точки ока і один для об'єктів вдалині. Обидва фокуси завжди присутні в оці. Коли об'єкт утримується біля точки зору глядача, одне зображення знаходиться у фокусі, а інший фокус виробляє розфокусоване зображення на сітківці. Мозок вчиться ігнорувати розфокусоване зображення (рис. 3.3) і зосередитися на фокусному зображенні.

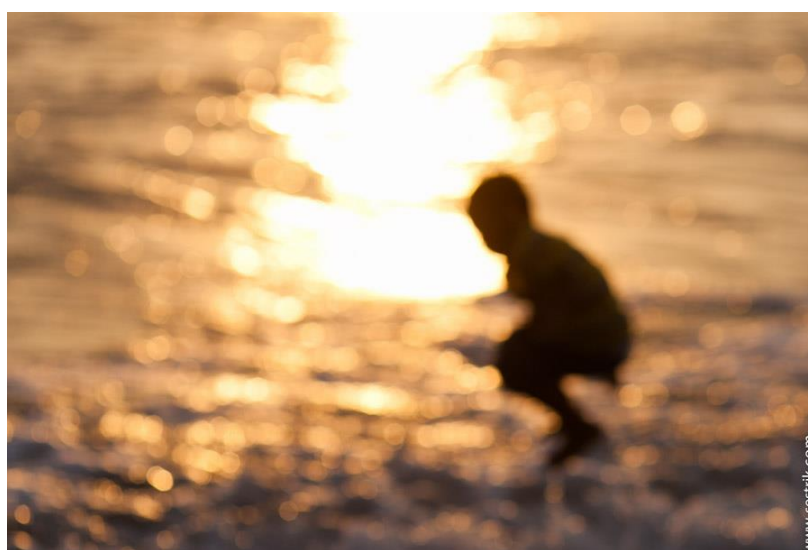


Рисунок 3.3 – Розфокусоване зображення

Інші фокуси з дифракційної ІОЛ також присутні в оці. Точну форму поверхні кожного кільця в ІОЛ можна вибрати, щоб максимізувати інтенсивність в двох використовуваних порядках, і мінімізувати інтенсивність в інших замовленнях. Програма OpticStudio змінює фази променів, але безпосередньо не моделює форму поверхні кожного кільця. OpticStudio припускає, що кожен порядок містить 100 % інтенсивності падаючого світла. Для того, щоб обчислити інтенсивність, яка насправді існує в кожному порядку дифракції для об'єктива, необхідно використовувати інше програмне забезпечення для моделювання.

3.1 Моделювання в OpticStudio

В кваліфікаційній роботі використаємо поверхню Binary 2 для моделювання біфокальної ІОЛ. Поверхня Binary 2 є дифракційною поверхнею, де фаза, що додається до кожного променя, змінюється як ротаційно симетричний поліном. Фаза затримується або розширена за допомогою такого виразу:

$$\Phi = M \sum_{i=1}^N A_i \rho^{2i}, \quad (3.1)$$

де N – число поліноміальних коефіцієнтів у ряду;

M – порядок дифракції;

ρ – нормалізована координата радіальної апертури з коефіцієнтами, представленими членами A .

Щоб почати цей дизайн, припустимо, що моделюється ІОЛ з наступними параметрами. Буде використаний діаметр зіниці 3,5 мм, для наближення розміру людського ока при помірних умовах освітлення (табл. 3.1).

Таблиця 3.1 – Вибрані параметри ІОЛ для моделювання

Параметр	Опис
Матеріал	Полі(метилметакрилат)
Оптичний діаметр	6,0 мм
Вимоги MTF (Далина)	50 % контраст при 10 лп/мм
Вимоги MTF (Близь)	50 % контраст при 50 лп/мм
Загальна аберация, гм	2,13 +/- 2
Фокус далекого зору	0-й дифракційний заказ
Фокус близького зору	1-й дифракційний заказ
Тип передньої поверхні	Асферичний, дифракційний
Тип задньої поверхні	Асферичний

Для початку потрібно створити спрощену модель людського ока. Замість того, щоб робити це з нуля, ми будемо використовувати файл зразка людського ока. Нижче наведено редактор даних об'єктива та його розташування. Зауважимо, що діаметр зіниці бажаний, тому потрібно внести лише зміни до «лінзи» (рис. 3.4).

	Surf>Type	Commen	Radius	Thicknes	Material	Semi-Diamete	Chip Zo	Coatins	Mech Sen	Conic	TCE x 1E-6
0	OBJECT (aper)	Standard ▾	Infinity	Infinity		Infinity U	0.000		Infinity	0.000	0.000
1		Standard ▾	Infinity	4.000		4.568	0.000		4.568	0.000	0.000
2	(aper)	Standard ▾	CORNEA	7.800	0.520	CORNEA	6.000 U	0.000	6.000 U	-0.500	-
3	(aper)	Standard ▾		6.700	1.500	AQUEO...	6.000 U	0.000	6.000 U	-0.300	-
4		Standard ▾		11.000	1.600	AQUEO...	11.000 U	0.000	11.000 U	0.000	-
5	STOP	Standard ▾	IRIS	Infinity	0.100	AQUEO...	1.784	0.000	1.784 P	0.000	-
6	(aper)	Standard ▾	LENS	10.000	3.700	LENS	5.000 U	0.000	5.000 U	0.000	-
7	(aper)	Standard ▾		-6.000	16.580	VITREOUS	5.000 U	0.000	5.000 U	-3.250	-
8	IMAGE	Standard ▾	RETINA	-11.0...	-		11.000 U	0.000	11.000	0.000	0.000

Рисунок 3.4 – Редактор даних об'єктива

У цій моделі очей враховуються видатні елементи очей: поверхня рогівки, зіниця, кришталик, сітківка, а також водні і склоподібні речовини. Зазначимо, що кристалічна лінза тут моделюється з використанням двох стандартних поверхонь (рис. 3.5). Використовуючи Binary 2, цей об'єктивний елемент можна поміняти місцями з дифракційною біфокальною ІОЛ.

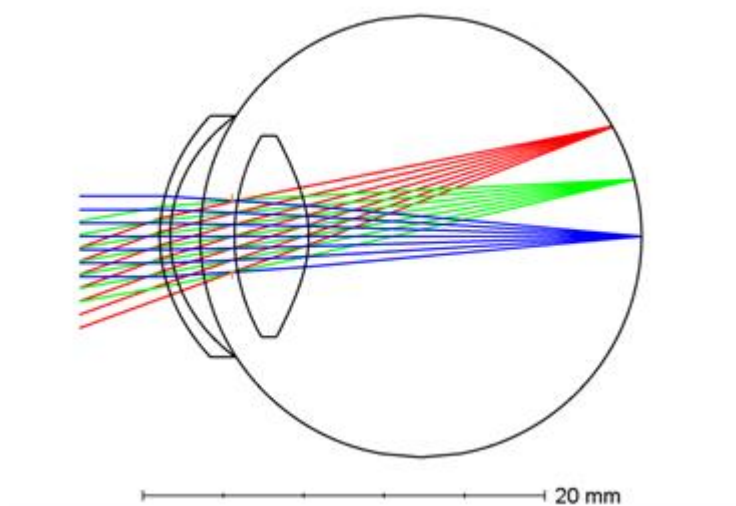


Рисунок 3.5 – Макет проходження променів крізь стандартні поверхні ІОЛ

Оскільки вимоги цієї конструкції вказують на те, що передня поверхня ІОЛ повинна мати дифракційну потужність, тип поверхні повинен перемикатися зі стандартного на Binary 2.

Так як повинні бути змодельовані два дифракційних порядку, один з яких відповідає фокусу далекого зору, а інший - фокусу ближнього зору, необхідно налаштувати кілька конфігурацій. Перша конфігурація буде моделювати нульовий дифракційний порядок біфокальної ІОЛ і вимагатиме нескінченну відстань об'єкта. Друга конфігурація буде моделювати перший дифракційний порядок лінзи і вимагатиме кінцевого відстані об'єкта. У вікні нижче показано, як можна налаштувати редактор декількох конфігурацій. (рис. 3.6).

	Active : 1/2	Config 1*	Config 2
1	PRAM ▾ 5/0	0.000	1.000
2	FLTP ▾ -	0	1
3	THIC ▾ 0	1.000...	250.000
4	YFIE ▾ 2	10.000	10.000
5	YFIE ▾ 3	20.000	20.000

Рисунок 3.6 – Налаштування редактора конфігурацій

Треба звернути увагу, що операнди FLTP, THIC і YFIE повинні використовуватися для коректної настройки нескінченних кон'югатних і кінцевих кон'югатних систем. Визначення «0» при використанні операнда FLTP означає кутове поле, а «1» визначає висоту об'єкта. Тут, 10° і 20° були обрані для FOV далекого зору, в той час як 10 мм і 20 мм були вибрані в якості відстані об'єкта для конфігурації ближнього зору. Меншу кутову напругу було обрано для ближнього бачення щоб точно відобразити цілі зору, такі як текст. Нарешті, 250 мм було обрано як відстань об'єкта для ближнього зору. Це ґрунтується на припущенні, що 25 см є “нормальною” близькою точкою [17]. Це значення може змінюватися в залежності від джерела інформації. Перш ніж оптимізувати об'єкти в спробі визначити необхідні параметри для ІОЛ (включаючи базові радіуси для обох поверхонь, асферичні коефіцієнти і коефіцієнти "фази"), кілька параметрів необхідно спочатку ввести вручну. Матеріал повинен бути змінений на ПММА, щоб відобразити вимоги до матеріалу, накладені в таблиці вище. Нарешті, необхідно ввести радіус нормалізації. Тут ми будемо встановлювати параметр рівним напів-діаметру лінзи; точне значення радіусу нормування не важливо, якщо воно здійснюється разом з коефіцієнтами A_i в програмі OpticStudio.

Ввівши ці кінцеві параметри, може початися оптимізація ІОЛ. В якості змінних будуть встановлені наступні параметри: радіуси для поверхні 6 і 7, асферичні коефіцієнти 4-го і 6-го порядку. Показано конфігурацію далекого зору (рис. 3.6)

Surf	Type	Sur	Thi	Material	Sur	Ch	Co	Me	Conic	TCO	Par 0(unsed)	Par 1	Par 2(unsed)	Par 3(unsed)	Par 4	Par 5	Par 6	Par 7	Par 8	Par 9	Par 10	Par 11	Par 12	Par 13(unsed)	Par 14(unsed)	Par 15(unsed)	Par 16(unsed)	Par 17(unsed)	Par 18(unsed)	
0	Standby		Inf.		Inf.	0.0		Inf.	0.000	0.0																				
1	Standby		4.0		4.5	0.0		4.5	0.000	0.0																				
2	Stand0	0.5	CORNEA		6.0	0.0		6.0	-0.500																					
3	Stand0	1.5	AQJEO...		6.0	0.0		6.0	-0.300																					
4	Stand0	1.6	AQJEO...		11.	0.0		11.	0.000																					
5	Standby	0.1	AQJEO...		1.7	0.0		1.7	0.000																					
6	Binal0 V	3.7	PMMA		3.0	0.0		5.0	0.000		1.000	0.0	0.000 V	0.000 V	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	4	3.000	0.000 V	0.000 V	0.000 V	0.000 V	
7	Even AspH0 V	16.	VITRECKIS		3.0	0.0		5.0	-1.250		0.0	0.000 V	0.000 V	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0								
8	Stand...				11.	0.0		11.	0.000	0.0																				

Рисунок 3.6 – Конфігурація далекого зору

Якщо все налаштовано належним чином, може початися оптимізація. Як і у всіх системах, це стає ітеративним процесом. Процес циклів між оптимізацією для RMS розміру плями і RMS хвильового фронту до тих пір, поки не буде знайдено сприятливих результатів. У найкращому випадку ми починаємо оптимізувати монохроматичну систему з одним полем, потім додавати довжину хвилі і поля назад, коли результати стають обнадійливими. Щоб гарантувати, що колір коректується, операнди для поздовжньої аберації можуть бути включені в функцію, ми повинні бути впевнені, щоб визначити, до якої конфігурації повинні застосовуватися додаткові операнди. Нижче наведено приклад того, як функція редактора може виглядати як на заключному етапі оптимізації (рис. 3.7).

Type										
1	CONF	*	1							
2	LONA	*	0	1.000		0.000	1.000	-8.870E-...	1.655E-04	
3	CONF	*	2							
4	LONA	*	0	1.000		0.000	1.000	1.930E-06	7.833E-06	
5	DMFS	*								
6	BLNK	*		Sequential merit function: RMS spot radius centroid GQ 3 rings 6 arms						
7	CONF	*	1							
8	BLNK	*		No air or glass constraints.						
9	BLNK	*		Operands for field 1.						
10	TRAC	*	1	0.000	0.000	0.336	0.000	0.000	5.294E-...	
11	TRAC	*	1	0.000	0.000	0.707	0.000	0.000	8.471E-...	
12	TRAC	*	1	0.000	0.000	0.942	0.000	0.000	5.294E-...	
13	TRAC	*	2	0.000	0.000	0.336	0.000	0.000	0.029	
14	TRAC	*	2	0.000	0.000	0.707	0.000	0.000	0.047	
15	TRAC	*	2	0.000	0.000	0.942	0.000	0.000	0.029	
16	TRAC	*	3	0.000	0.000	0.336	0.000	0.000	0.058	
17	TRAC	*	3	0.000	0.000	0.707	0.000	0.000	0.093	
18	TRAC	*	3	0.000	0.000	0.942	0.000	0.000	0.058	
19	TRAC	*	4	0.000	0.000	0.336	0.000	0.000	0.029	
20	TRAC	*	4	0.000	0.000	0.707	0.000	0.000	0.047	
21	TRAC	*	4	0.000	0.000	0.942	0.000	0.000	0.029	
22	TRAC	*	5	0.000	0.000	0.336	0.000	0.000	6.225E-...	
23	TRAC	*	5	0.000	0.000	0.707	0.000	0.000	9.960E-...	
24	TRAC	*	5	0.000	0.000	0.942	0.000	0.000	6.225E-...	
25	BLNK	*		Operands for field 2.						
26	TRAC	*	1	0.000	0.500	0.168	0.291	0.000	3.529E-...	
27	TRAC	*	1	0.000	0.500	0.354	0.612	0.000	5.647E-...	
28	TRAC	*	1	0.000	0.500	0.471	0.816	0.000	3.529E-...	
29	TRAC	*	1	0.000	0.500	0.336	0.000	0.000	3.529E-...	

Рисунок 3.7 – Останній етап оптимізації

Для даного демонстраційного проектування оптимізація дала наступні результати. Значення всіх різноманітних параметрів тепер мають різні значення. Для макета нижче, далека конфігурація (рис. 3.8, а), а близька конфігурація (рис. 3.8, б).

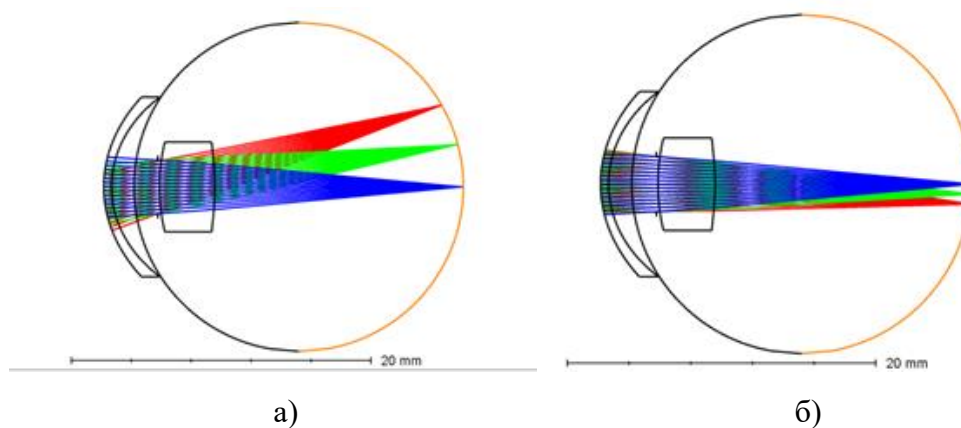
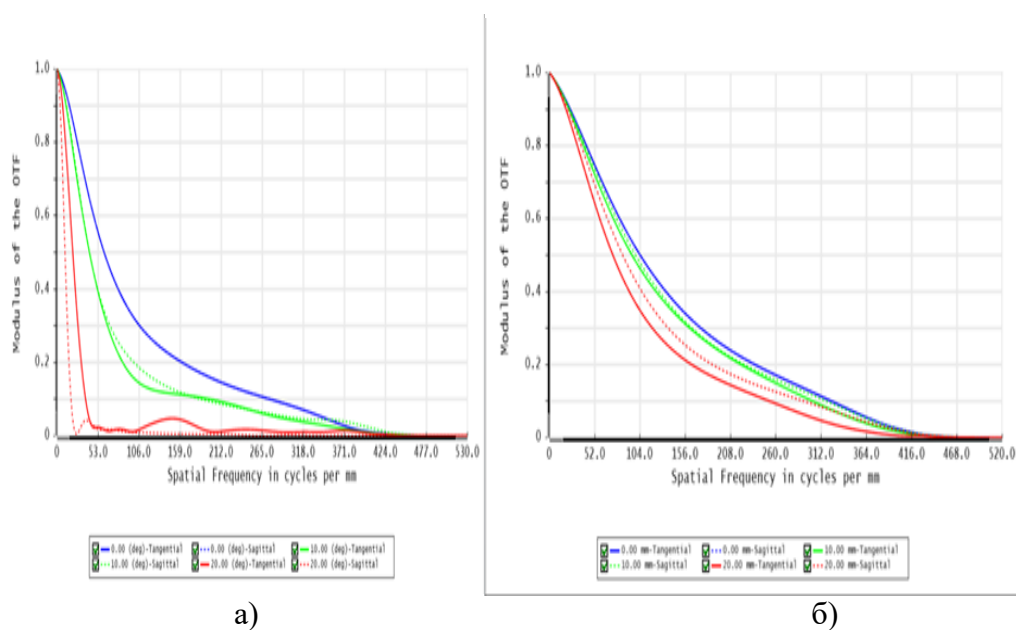


Рисунок 3.8 – Конфігурації після оптимізації

Щоб гарантувати, що система відповідає всім спочатку накладеним вимогам, ми будемо використовувати деякі інструменти, знайдені на вкладці Analyze послідовного режиму OpticStudio. По-перше, з редактора даних об'єктиву вище, вже очевидно, що вимоги до типу матеріалу, розмірів лінз і типів поверхні були виконані. Щоб забезпечити виконання нашої вимоги MTF, ми перейшли до пункту Analyze > MTF > FFT MTF. Зроблена вибірка була встановлена на 128×128 , але може бути збільшена, якщо це необхідно. Результати для обох конфігурацій наведені нижче (рис. 3.9).



а)

а) конфігурація для далнини;

б)

б) конфігурація для близька.

Рисунок 3.9 – Результати конфігурації

Графічно видно, що обидві вимоги, 50 % контраст на 10 л/мм і 50 л/мм для далекого зору і ближнього бачення, відповідно, були виконані. Щоб переконатися, ми можемо перейти до засобу перегляду тексту (доступ до якого можна отримати, натиснувши вкладку «Текст» під графіком MTF). Прокручування вниз до зовнішнього поля, яке з наведених вище ділянок є найбільш близьким до вимог, що не відповідають вимогам, знайти наступні дані (рис. 3.10).

Field: 20.00 (deg)			Field: 20.00 mm		
Spatial Frequency	Tangential	Sagittal	Spatial Frequency	Tangential	Sagittal
0.000000	1.000000	1.000000	0.000000	1.000000	1.000000
5.000000	0.946181	0.847267	5.000000	0.981517	0.982737
10.000000	0.825533	0.515702	10.000000	0.956487	0.961069
15.000000	0.671275	0.214544	15.000000	0.926365	0.935662
20.000000	0.507561	0.046236	20.000000	0.892164	0.907137
25.000000	0.355155	0.004377	25.000000	0.855055	0.876202
30.000000	0.226175	0.020896	30.000000	0.816051	0.843518
35.000000	0.126983	0.039457	35.000000	0.776055	0.809700
40.000000	0.059741	0.040941	40.000000	0.735842	0.775297
45.000000	0.026495	0.031473	45.000000	0.696051	0.740788
50.000000	0.022701	0.021977	50.000000	0.657193	0.706576
55.000000	0.022467	0.017391	55.000000	0.619657	0.672988
60.000000	0.017849	0.016709	60.000000	0.583722	0.640280
65.000000	0.013375	0.017107	65.000000	0.549576	0.608648

Рисунок 3.10 – Макет перегляду тексту

Дивлячись на просторові частоти 10 л/мм на лівій і 50 л/мм на правій, очевидно, що вимога була виконана. Якщо це не так, додаткові заходи оптимізації можуть бути виконані з додаванням операндів MTF.

З наведеної вище таблиці було накладено загальну величину аберації RMS 2,13 +/-2 мкм. Щоб дізнатися, чи відповідає цей зразок вибіру, можна перейти до пункту Analyze> Wavefront> Wavefront Map. У налаштуваннях частота дискретизації регулюється, як і довжина хвилі і поле інтересу. Припускаючи, що 2,13 +/-2 застосовується до всіх полів і довжин хвиль, можна перевірити всі комбінації. У цій конструкції всі конфігурації успішно виконали цю вимогу. Нижче наведено зразок, який показує установку, необхідну для перегляду даних, про які йдеться. Значення RMS виражено в хвилях і має бути помножено на довжину хвилі, якщо в специфікації використовують мікрони як тип одиниці.

Додатковим інструментом аналізу, який може бути корисним під час розробки ІОЛ, є розширений аналіз сцени OpticStudio. Ця функція створює

кольорові зображення RGB на основі даних трасування променів, використовуючи в якості джерела растровий файл RGB. Це корисно для багатьох додатків, таких як моделювання розширених джерел, відображення спотворень або представлення зовнішнього вигляду об'єктів зображення. Щоб скористатися цією функцією, треба перейти до пункту Аналіз> Додатковий аналіз сцени> Аналіз геометричних бітових зображень.

Можна сказати, що ця ІОЛ була змодельована за допомогою рогівки «лінзи». В конструкції ІОЛ основний акцент повинен робитися на врівноваженні абераційного внеску рогівки з ІОЛ. Оскільки це може змінюватися від пацієнта до пацієнта, може виникнути бажання більш точно моделювати хвильовий фронт після поверхні рогівки за допомогою коефіцієнтів Zernike [29, 30], отриманих з вимірювань топографії рогівки. Використовуючи стандартну фазу Zernike в поєднанні з параксильною лінзою (рис. 3.11) з такою ж потужністю, що і поверхня рогівки, модель попереднього огляду, яку було використано раніше, можна редагувати, щоб краще відповідати умовам конструкції ІОЛ. Нижче наведено LDE і відповідний макет, що демонструють саме це.

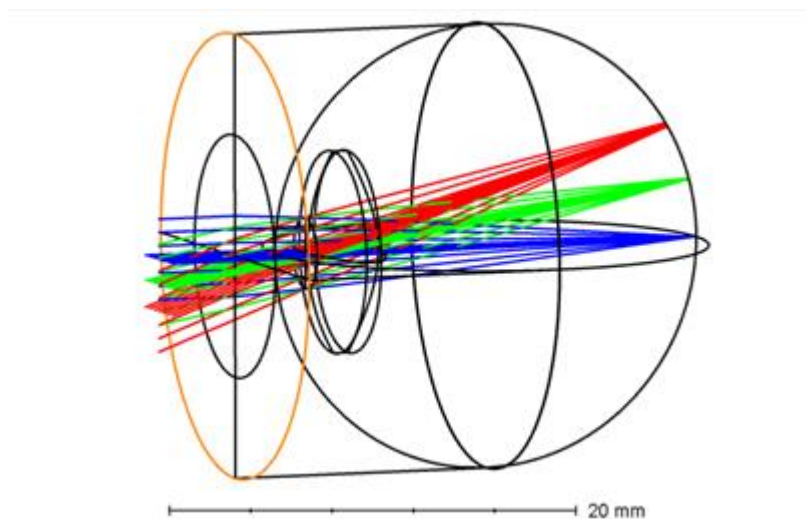


Рисунок 3.11 – Фаза Zernike в поєднанні з параксильною лінзою

Перед тим, як приступити до оптимізації/побудови ІОЛ, потрібно перевірити редактор багатоконфігураційних налаштувань, залежно від того, чи були зроблені вимірювання рогівки для більш ніж одного розміру зіниці.

В даному розділі було промодельовано дифракційну поверхню ІОЛ. При моделюванні дифракційної поверхні лінзи було встановлено, що така лінза в даний час є найефективнішою та є універсальною серед сучасних ІОЛ.

ВИСНОВКИ

В сучасній офтальмології існує багато видів інтраокулярних лінз, різних за конструкцією оптики та матеріалами, з яких вони виготовлені. На сьогоднішній день найефективнішою інтраокулярною лінзою є мультифокальна за конструкцією лінза, яка дозволяє бачити на усіх відстанях. Існує багато різновидів таких універсальних лінз, які виготовляються індивідуально для кожного ока людини. Недоліком таких лінз може стати лише помилка в розрахунках та неточність методів. Тому основна ціль роботи полягала в дослідженні методів розрахунку інтраокулярних лінз, визначення оптимального варіанту, для мінімізування післяопераційних ускладнень.

В першому розділі були розглянуті усі існуючі види інтраокулярних лінз та проведено їх порівняльну характеристику. Визначено переваги та недоліки існуючих ІОЛ.

В другому розділі проаналізовано різні методики розрахунку параметрів інтраокулярних лінз. Існуючі методи є недосконалими та дають похибки, що призводить до післяопераційних ускладнень. Тому в даному розділі було проведено оптимізацію методів розрахунку ІОЛ, розроблений метод, який має середню відносну похибку дисперсії 10,6 %, що на 1,1 % краще на відміну існуючих методів.

На сьогоднішній день найбільш універсальною ІОЛ є лінза з дифракційною поверхнею. Тому у третьому розділі було промодельовано роботу інтраокулярної лінзи з дифракційною поверхнею у складі моделі ока людДля моделювання потрібні були усі параметри ІОЛ, такі як матеріал лінзи, оптичний діаметр і загальна аберація. Результат моделювання показав саме універсальність такої лінзи, яка дозволяє відновлювати зір людини на різних відстанях та покращує якість зображення в порівнянні з лінзами без дифракційної поверхні.

ПЕРЕЛІК ДЖЕРЕЛ ПОСИЛАННЯ

1. Engren A.-L., Behndig A. Anterior chamber depth, intraocular lens position, and refractive outcomes after cataract surgery // J. Cataract Refract. Surg. 2013. Vol. 39. P. 572–577.
2. Kelman C.D. Phacoemulsification and Aspiration. A New Technique of Cataract Removal. A Preliminary Report // American Journal of Ophthalmology. 1967. 64. P. 23–25.
3. Olsen T. Prediction of the effective post-operative (intraocular lens) anterior chamber depth // J Cataract Refract Surg. 2006. Vol. 32. P. 419-424.
4. Pepose J.S. Visual performance of patients with bilateral vs combination crystalens, ReZoom, and ReSTOR intraocular lens implants // Br.: Ophthalmol, 2007. Vol. 144, No 3. P. 347–357.
5. Cumming J.O. Clinical evaluation of the Crystalens AT-45 accommodating intraocular lens // Journ. Results of the clinical trial and Cataract Refract Surg. 2006. No 9. P. 12–25.
6. Su P.-F., Lo A.Y. Anterior chamber depth measurement in phakic and pseudophakic eyes // Optom. Vis. Sci. 2008. Vol. 85, No 12. P. 1193–2000.
7. Rajan M., Kelhorn I. Coherence laser interferometry conventional ultrasound biometry in intraocular lens power calculation // Eye. 2002. Vol. 16, No 5. P. 552–556.
8. Lindstorm R.M. Accommodative IOL at phacoemulsification // Journ. Highlights of Ophthalmology. 2005. No 1. P. 4–6.
9. Wang J.J. Cataract surgery and the 5 year incidence of Late Stage Age Related. Maculopathy // Br.: Ophthalmology. 2003. Vol. 110, No 10. P. 1960–1967.
10. Mainster M.A. How much blue light should an IOL transmit // Br J Ophthalmic. 2003. Vol. 87, No 12. P. 1523–1529.
11. Cuthbertson F.M. Blue light–filtering intraocular lenses. Review of potential benefits and side effects // Journ. Cataract Refract Surg. 2010. No 12. P. 15–19.

12. Norrby S. Sources of error in intraocular lens power calculation // *Journ. Cataract Refract. Surg.* 2008. No 34. P. 368–376.
13. Zumani M. Vizual activity and contrast sensitivity comparison between asferical and spherical intraocular lenses: material of XXVI Congress of the ESCRS, 2008. Berlin. Berlin: Ophthalmology. 2008. 170 p.
14. Colvard D.M. *Achieving Excellence in Cataract Surgery. A Step-by-Step Approach: textbook.* UK.: FACS, 2009. 152 p.
15. Graham B *Eye World: textbook.* Asia: Pacific. 2009. 442 p.
16. Machehkhin, Y. P., Kurskoy, Y. S., Gnatenko, A. S., & Tkachenko, V. A. Nanolaser superradiation in information and measuring procedures // *Telecommunications and Radio Engineering.* 2018. Vol. 77, No 13. 1179–1186.
17. Koch D.D., Wang L. Calculating IOL power in eyes that have had refractive surgery // *J Cataract Refract Surg.* 2003. Vol. 29, No 11. P. 2039-2042.
18. Dick H. B. Lens implant selection with absence of capsular support // *Curr Opin Ophthalmol.* 2001. Vol. 12, No 1. P. 47–57.
19. Bourne R.R. *The Royal College of Ophthalmologists, Cataract Surgery: guidelines.* UK.: TRCoO. 2016. 967 p.
20. Garg A. *Clinical practice in small incision cataract surgery (phaco manual): textbook.* London and New York: Taylor & Francis Group, 2004. 981 p.
21. Walter K.A., Gagnon M.R., Hoopes P.C. Jr. Accurate intraocular lens power calculation after myopic laser in situ keratomileusis, bypassing corneal power // *J Cataract Refract Surg.* 2006. Vol. 32, No 3. P. 425-429.
22. Shamma H.J., Shamma M.C. No history method of intraocular lens power calculation for cataract surgery after myopic laser in situ keratomileusis // *J. Cataract Refract. Surg.* 2007. No 33. P. 31–36.
23. Лазерні, оптико-електронні прилади та системи. Ч. 3. Фемтосекундні лазери для інформаційно-вимірювальних технологій / О. С. Гнатенко; Харків : ФАКТ, 2023. 130 с.
24. Gnatenko, O. S. (2021). Fiber Laser Based on Electronically Controlled Phase Plates // *Journal of Nano-& Electronic Physics.* 2021. Vol. 13, No 5.

25. Szaflik J. Accuracy of the SRK II, SRK/T, Holladay and Hoffer Q IOL power calculation formulas in hyperopic patients after phacoemulsification: tutorial. Polish: Klin Oczna, 2005. 64 p.

26. Hnatenko O. S. Modeling the interaction of laser radiation with complex biological optical systems / O. S. Hnatenko, O. O. Kalna // Інформатика, математика, автоматика: матеріали науково-технічної конференції ІМА:2018, 5-9 лютого 2018 р. Суми, 2018. 201 с.

27. Bellucci R. An Introduction to Intraocular Lenses: Material, Optics, Haptics, Design and Aberration: textbook. Basel: Karger, 2013. 174 p.

28. Holladay J.T., Hill W.E., Steinmueller A. Corneal power measurements using scheimpflug imaging in eyes with prior corneal refractive surgery // J Refract Surg. 2009. No 25. P. 862–868.

29. Masket S. Simple regression formula for intraocular lens power adjustment in eyes requiring cataract surgery after excimer laser photoablation // J Cataract Refract Surg. 2006. Vol. 32, No 3. P. 430–434.

30. Wang L., Hill W.E., Koch D.D. Evaluation of intraocular lens power prediction methods using the American Society of Cataract and Refractive Surgeons Post-Keratorefractive Intraocular Lens Power Calculator // J Cataract Refract Surg. 2010. No 36. P. 1466–1473.

31. Fram N., Masket S., Wang L. Comparison of intraoperative aberrometry, OCTbased IOL formula, Haggis-L, and Mackey formulae for IOL power calculation after laser vision correction // Ophthalmology. 2015. Vol. 122. P. 1096–1101.