

ЗМЕНШЕННЯ ФОТИЧНИХ ФЕНОМЕНІВ І ФОНОВОГО ЗАСВІЧЕННЯ СІТКІВКИ ПРИ ВИКОРИСТАННІ ІНТРАОКУЛЯРНОЇ ЛІНЗИ

О.С. Поліщук^{1*}, В.В. Козяр¹, Д.Г. Жабоедов²

¹КПІ ім. Ігоря Сікорського, Київ, Україна

²Національний медичний університет імені О.О. Богомольця, Київ, Україна

*Corresponding author: E_1_@ukr.net

Received 20 October 2020; Accepted 18 December 2020

Проблематика. Після імплантації монофокальних інтраокулярних лінз (ІОЛ) ризик розвитку світлових явищ становить 9 %, після імплантації мультифокальних ІОЛ – 41 %. Ці ефекти не тільки створюють дискомфорт, а й погіршують якість отриманого зображення. Існуючі ІОЛ мають низку недоліків, які викликають різного типу фотичні феномени.

Мета. Оптичний розрахунок і моделювання параметрів, які повинна мати ІОЛ, задля зменшення фотичних феноменів і фонового засвічення сітківки з підвищенням контрастності передачі. Створення на основі отриманих результатів ІОЛ нової конструкції.

Методика реалізації. Для розрахунку відбитих променів використано закон Снеліуса–Декарта, згідно з яким отримано значення критичного кута для гідрофобної акрилової ІОЛ із показником заломлення 1,55 за довжини хвилі $\lambda = 0,55$ мкм, що межує з водянистою вологою, показник заломлення якої 1,33. Розрахунок втрат переданого світла визначався на основі коефіцієнта френелівського відбиття. Взято оптичну систему, в якій апертурна діафрагма відіграла роль зіниці. За допомогою програмного середовища Zemax 13 змодельовано хід променів для ока людини, сагітальна вісь якого становить 28 мм, за різної глибини розміщення ІОЛ. Отримані результати застосовано для розробки нової ІОЛ у середовищі SolidWorks.

Результати. Проведені розрахунки дали змогу виявити недоліки сучасних ІОЛ і методи їх усунення. Встановлено, що для зменшення ризику появи фотичних феноменів і, як наслідок, підвищення світлопередачі ІОЛ повинна розміщуватись на відстані від райдужної оболонки не менше ніж 4 мм, мати в собі два і більше оптичних шари, показник заломлення яких змінюється в напрямку до центра лінзи, та шорсткість поверхні 35 нм. На основі розрахунків здійснено моделювання в середовищі Zemax 13, що підтвердило їх достовірність. При моделюванні з цими параметрами середне квадратичне відхилення зображення повністю потрапило в межі диска Ейрі, що має розмір 3,598 мкм за величини зображення 2,972 мкм. Таким чином, оптична система вважається дифракційно обмеженою, і подальші оптичні оптимізації неможливі. Із застосуванням програмного пакета Solidworks й отриманих результатів запропоновано власну модель ІОЛ під назвою “N-Vision OP”, розміри якої відповідають розмірам нативного кришталика. ІОЛ має товщину оптичної частини 1 мм з діаметром 5 мм. У цілому пустотіла, об'ємозамінна ІОЛ з оболонкою має діаметр 10 мм і товщину 5 мм, товщина оболонки становить 150 мкм.

Висновки. Дослідження виявило низку чинників, які потребують удосконалення та усунення для попередження виникнення фотичних ефектів різного типу. До них відносяться: шорсткість поверхні лінзи, величина заломлюючої сили ІОЛ, форма, товщина краю лінзи, глибина імплантації ІОЛ в оці, факодонез та зміщення лінзи, діаметр апертурної діафрагми. Після оптимізації даних, згідно з розрахунковими результатами, проведено моделювання в середовищах Zemax 13 та Solidworks. На основі цього запропоновано модель ІОЛ “N-Vision OP”; фотичні ефекти, а саме, arcs, flare, flashes, glare і halo, максимально усунені. Пустотіла, об'ємозамінна ІОЛ “N-Vision OP” має на оболонці елементи, що уможливають шовну фіксацію, яка попереджує її дислокацію. Для імплантації запропонованої ІОЛ “N-Vision OP” рекомендується використовувати віскоеластик та інжектор фірми Alcon із картриджем В. Завдяки формі ІОЛ, яка відповідає нативному кришталику людини, лінза розміщується на місці факоемульсифікованої речовини, а сама імплантація не займає багато часу.

Ключові слова: інтраокулярна лінза; кришталик ока; градієнтна оптика; Zemax; SolidWorks; френелівське відбиття.

Вступ

Однією з провідних причин сліпоти, слабого бачення та інвалідності по зору є розви-

ток катаракти, її частота становить близько 33 випадків на 1000 населення [1–3]. Методом усунення катаракти є хірургічне втручання з подальшою заміною нативного кришталика на

штучний. Ця операція виконується з використанням різних типів інтраокулярних лінз (ІОЛ). У лікуванні катаракти загальноприйнятим методом є факоемульсифікація з імплантацією гнучкої ІОЛ, яка замінює більшість функцій природного кришталика [4, 5].

На сьогодні існує багато видів ІОЛ, що різняться за формою, розмірами, матеріалом, з якого вони виготовлені, а також за вагою, способами фіксації в оці тощо [6]. Усі вони, незалежно від параметрів, не лише створюють “ефект дзеркала” (виражений дзеркальний відбиток у вигляді яскравої плями), через який навколишнім здається, що лінза світиться, а й засвічують сітківку, яка досить чутлива. Саме це є однією з причин втрати контрастності зображення. Ефективним методом діагностики артіфакції ока на основі цього феномену є спосіб, описаний Д.Г. Жабоедовим [7], який включає в себе фокальне освітлення ока людини.

Небажані фотичні феномени (світлові явища) називаються дисфотопсією [8]. Виникнення цього оптичного феномена залежить від таких чинників: шорсткість поверхні лінзи, величина заломлюючої сили (матеріал, із якого виготовлена ІОЛ), форма, гладкість і товщина краю лінзи, місце імплантації ІОЛ в оці, факоднез і децентрація ІОЛ, діаметр апертурної діафрагми (для ока це діаметр зіниці).

За даним [9], після імплантації монофокальних ІОЛ розвиток світлових явищ становить 9 %, після імплантації мультифокальних ІОЛ – 41 %. При збільшенні заломлюючої сили ІОЛ частота фотичних феноменів лінійно зростає, що призводить до ще більшої помилки передачі зображення [10].

Виділяють такі фотичні феномени [9, 11, 12]:

- arcs – дуги;
- flare – блиск;
- flashes – спалахи;
- glare (сліпучий блиск) – відчуття сліпучого яскравого світла, зниження стійкості до яскравого світла, блики;
- halo (коло світлорозсіювання) – ореол навколо джерела світла, найбільше проявляється в умовах недостатнього освітлення;
- light streaks – світлові миготіння;
- rings – кільця; відносяться до позитивної дисфотопсії, яка викликана надмірною кількістю світла;
- crescents – півмісяці;
- darkspots – чорні крапки;
- shadows – тіні.

Пацієнти повідомляють про появу цих феноменів, як правило, в умовах недостатньої освітленості [11].

Однією з головних вимог, що висуваються до ІОЛ, є якісна та надійна оптична складова. Мета нашої роботи – розрахунок і моделювання оптичних параметрів, які повинна мати сучасна ІОЛ, задля зменшення фотичних феноменів і фонового засвічення сітківки та підвищення якості зображення. На основі отриманих результатів ми пропонуємо нову модель ІОЛ.

Матеріали і методи

Розрахунок оптичних показників і методики їх покращення проводився на основі формул Снеліуса–Декарта, Френеля. Для оптичного моделювання використовувався функціонал програмного забезпечення Zemax, у якому були задані відповідні параметри ІОЛ та ока людини: сагітальна вісь ока 28 мм, довжина хвилі $\lambda = 0,555$ мкм. Для розробки фізичної моделі, з усіма попередньо розрахованими оптичними характеристиками, використовувався програмний пакет SolidWorks. Об'єктом дослідження були ІОЛ, одна з яких – власне технічне рішення, описане в патенті UA 142801 U [13].

Результати

Відомо, що промінь світла, який падає на межу розділу середовищ під кутом φ , частково відбивається від цієї межі та частково проходить крізь неї, створюючи відбитий і заломлений промені. Цей ефект отримав назву відбиття Френеля [14, 15]. Поширення променя світла, який падає на плоску межу розділу двох середовищ, можна знайти із закону Снеліуса (Снела) [16]:

$$\frac{\sin \theta_1}{\sin \theta_2} = \frac{n_2}{n_1}, \quad (1)$$

де θ_1 – кут падіння; θ_2 – кут заломлення; n_1 і n_2 – показники заломлення двох середовищ.

У випадку, коли $n_1 < n_2$, $\varphi < \varphi_{кр}$ (рис. 1а).

Якщо кут падіння φ збільшувати, то збільшується й $\varphi_{зл}$, і настає мить, коли заломлений промінь проходить вздовж межі розділу середовищ. У цьому разі кут падіння називається критичним, тобто $\varphi > \varphi_{кр}$, $\varphi_{зл} = 90^\circ$ (рис. 1б). Коли кут падіння φ більший за критичний, то

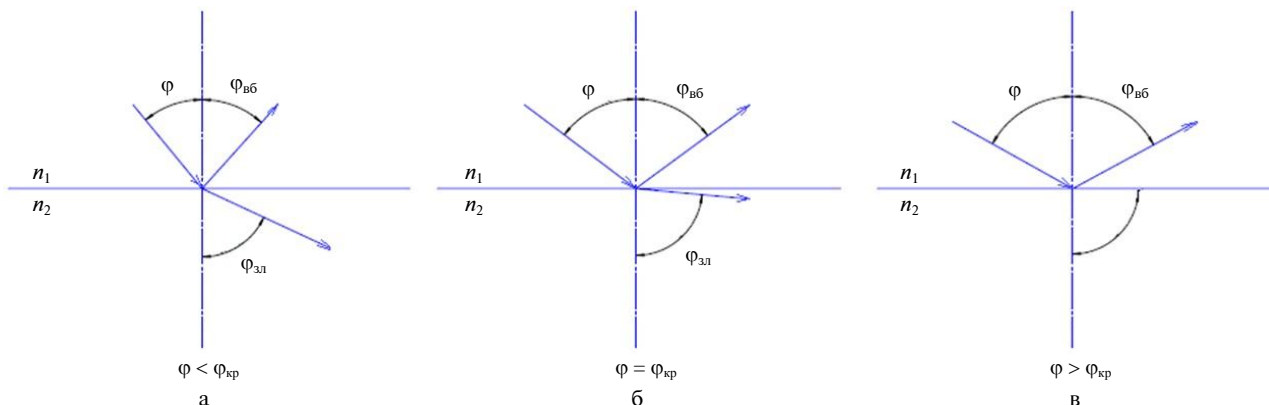


Рисунок 1: Проходження світла через середовища з різною оптичною щільністю: (а) наявність заломленого і відбитого променів; (б) наявність відбитого і заломленого променів уздовж межі розділу середовищ; (в) наявність тільки відбитого променя

падаючий промінь повністю відбивається у своє середовище, заломлений промінь відсутній, світло за межу розділу середовищ не проникає. При цьому виникає явище повного внутрішнього відбиття (рис. 1в).

Використовуючи закон Снела (1), можна розрахувати значення критичного кута для ІОЛ, виготовленої з гідрофобного акрила, яка межує з водяною вологою:

$$\theta_c = \arcsin \frac{n_1}{n_2}. \tag{2}$$

Через те що після факоемультсифікації передня стінка капсульного мішка кришталіка відсутня, середовищем, яке оточує кришталік, є водяниста волога з показником заломлення 1,33 за довжини хвилі $\lambda = 0,55$ мкм (область найбільшої чутливості людського ока), а гідрофобний акрил ІОЛ має показник заломлення 1,55. Підставивши ці значення в (2), отримаємо

$$\theta_c = \arcsin(0,8580) = 59,093^\circ.$$

Чим більша різниця показників заломлення середовищ, тим більша частка світла відбивається назад. Коефіцієнт френелівського відбиття R_0 на межі з повітрям дорівнює

$$R_0 = \frac{(n-1)^2}{(n+1)^2}, \tag{3}$$

де n – показник заломлення середовища

Тоді для тієї ж лінзи, підставивши в (3) коефіцієнти заломлення досліджених середовищ, отримаємо коефіцієнт френелівського відбиття:

$$R_0 = \frac{(1,55-1,33)^2}{(1,55+1,33)^2} = 0,0058.$$

У децибелах втрати переданного світла становлять

$$dB = 10 \log_{10}(1 - R_0),$$

де R_0 – коефіцієнт френелівського відбиття.

Для світла, що падає з водянистої вологи на межу гідрофобного акрила, френелівське відбиття становить приблизно 0,025 дБ. Такого роду втрати відбуваються як при входженні світла в лінзу, так і при виході з неї.

Відомо, що відбиття світла залежить від якості поверхні лінзи, тому шорсткість поверхні R_a повинна забезпечувати мінімальне розсіювання падаючого потоку. Коефіцієнт відбиття від поверхні R пов'язаний із довжиною хвилі випромінювання λ співвідношенням [17–19]

$$R = R_0(1 - 8\pi^3 R_a^2 / \lambda^2), \tag{4}$$

де R_0 – коефіцієнт відбиття від полірованої поверхні.

Величина R_0 визначається коефіцієнтом Френеля і не залежить від шорсткості, ним можна знехтувати. Таким чином, коефіцієнт відбиття від шорсткої поверхні залежить від висоти мікронерівностей і довжини хвилі випромінювання. Для визначення мінімального значення R_a покладемо вираз у дужках рівняння (4) рівним нулю:

$$1 - 8\pi^3 R_a^2 / \lambda^2 = 0.$$

Тоді

$$R_a = \sqrt{\lambda^2 / 8\pi^3}$$

для довжини хвилі видимого світла $\lambda = 550$ нм, $R_a = 35$ нм при $\lambda = 750$ нм, $R_a \approx 50$ нм.

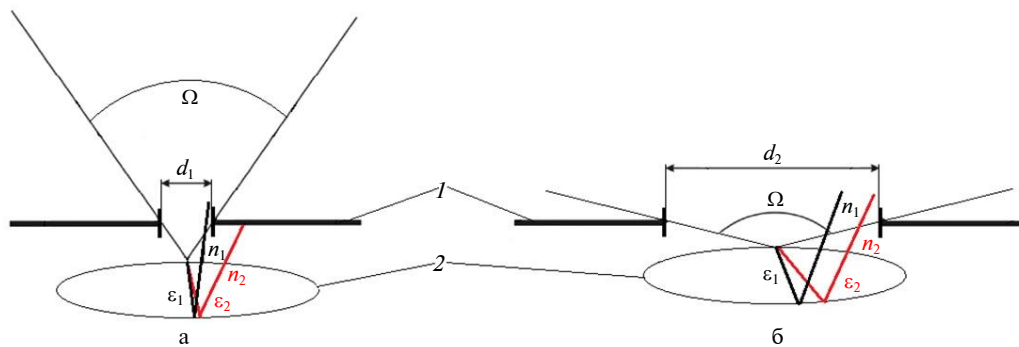


Рисунок 2: Оптична схема артіфакічного ока: (а) $n_1 > n_2$, $d_1 < d_2$, (б) $n_1 > n_2$, $d_1 \ll d_2$; 1 – апертурна діафрагма (зіниця ока); 2 – інтраокулярна лінза

Отже, для забезпечення мінімального відбиття від ІОЛ її поверхня повинна мати шорсткість від 35 до ~50 нм.

Артіфакічне (зі штучним кришталіком) око людини можна розглядати як складну оптичну систему. Роль зіниці відіграє апертурна діафрагма 1 (рис. 2). Від розміру вхідної апертури залежить кутовий розмір конуса пучка променів із тілесним кутом Ω , що проходить через лінзу, а отже, і освітленості зображення, утвореного лінзою.

За умови $n_1 > n_2$, $d_1 < d_2$ промінь світла, який проходить лінзу з показником заломлення n_1 , відбиваючись від задньої поверхні, з легкістю виходить із неї, а промінь, який проходить лінзу з показником заломлення n_2 , зрізається апертурною діафрагмою (рис. 2а). Коли $n_1 > n_2$, $d_1 \ll d_2$, промені з кутами ε_1 та ε_2 без перешкод виходять з лінзи (рис. 2б). Як видно з представленої оптичної моделі, існує залежність виникнення дзеркального відбиття від показників заломлення матеріалу ІОЛ, а також від діаметра апертурної діафрагми (зіниці ока). Відповідно, чим менший показник заломлення лінзи n_2 , тим більший кут відбивання променя ε_2 , який не здатний вийти із-за зіниці. Протилежна ситуація виникає, коли чим більший показник заломлення лінзи n_1 , тим менший ε_1 , який виходить із зіниці в двох випадках (рис. 2а, 2б). Будь-який промінь, який падає на периферичну частину лінзи поза межу конуса Ω , відбиваючись, не вийде за межу зіниці за рахунок великого кута падіння.

У виникненні феномену відбиття світла велику роль відіграє глибина розміщення ІОЛ. На рис. 3 зображена оптична схема артіфакічного ока з різною глибиною імплантації ІОЛ h_1 , h_2 і діаметром зіниці d .

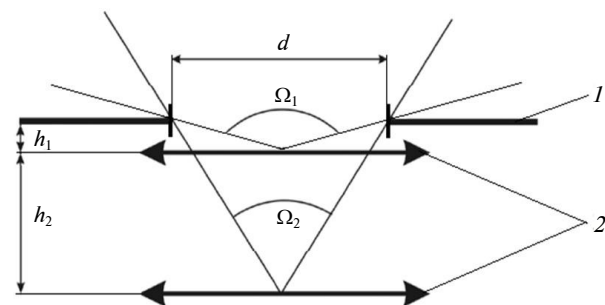


Рисунок 3: Оптична схема артіфакічного ока з різною глибиною імплантації ІОЛ: 1 – апертурна діафрагма (зіниця ока), 2 – збираюча тонка лінза (інтраокулярна лінза)

З оптичної схеми на рис. 3 видно, що залежно від глибини розміщення ІОЛ, змінюється тілесний кут Ω . Чим ближче до сітківки розміщена лінза, тобто $h_2 > h_1$, тим більше звужується тілесний кут: $\Omega_2 < \Omega_1$; відповідно, потрапляє менша частина світла, яка відбиваючись від поверхні лінзи, створює дзеркальний відбиток. Для більшості стандартних задньокамерних моделей ІОЛ дистанція від райдужки до лінзи становить близько 1,0 мм [20]. Тому для таких лінз будь-який промінь, що потрапляє в зіницю, відбивається від лінзи, створюючи її “світіння”. За допомогою співвідношення

$$\frac{\Omega}{\Omega_0} = F(x),$$

де $\Omega_0 = 2\pi$, тобто $h = 0$, можна знайти величину області середовища, яке містить промені, здатні створити феномен світіння:

$$F(x) = 1 - \frac{x}{\sqrt{x^2 + 0,25}}, \quad (5)$$

де $x = \frac{h}{d}$.

Для конкретного випадку, який притаманний більшості стандартних задньокамерних ІОЛ, коли $h = 1$ мм, а $d = 3$ мм (відповідає хорошому денному освітленню), розраховано, що критичний розмір зіниці, за якого аберації вищих порядків мають найменше значення, становить 3,22 мм. Використавши (5), маємо

$$F(x) = 0,45.$$

Зменшення $F(x)$ при збільшенні глибини розміщення лінзи і при $d = 3$ мм показано на рис. 4. При $h = 4$ мм $F(x) = 0,0636$.

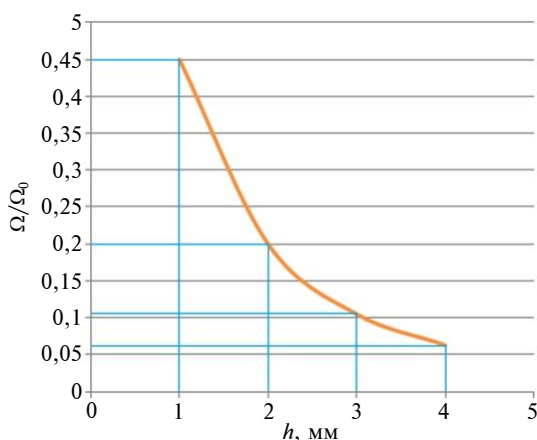


Рисунок 4: Залежність Ω/Ω_0 від глибини розміщення інтраокулярної лінзи h

У програмному середовищі Zemax 13 з використанням вказаних вище результатів побудовано оптичну модель ока людини з ІОЛ. При цьому покладалося, що сагітальна вісь ока становить 28 мм, діаметр зіниці $d = 3$ мм, довжина хвилі $\lambda = 0,555$ мкм, а параметрами оптичної частини лінзи є характеристики однієї з ІОЛ, дозволених для клінічного застосування і наявних на ринку (рис. 5–8).

У першому випадку лінза розміщувалась на стандартній відстані при імплантації ІОЛ ($h = 1$ мм) (рис. 5, 7а, 8а). В іншому випадку – на відстані, на якій, згідно з розрахунками, фотичні феномени виникають найменше ($h = 4$ мм), (рис. 6, 7б, 8б).

Як видно з оптичної моделі на рис. 8, лінза, розміщена на відстані $h = 4$ мм, утворює чіткіше зображення, ніж лінза, розміщена на відстані $h = 1$ мм. Однією з причин якіснішого зображення, крім зменшення аберацій, що пов'язані зрізом апертурної діафрагми (зіниці), є те, що воно менш засвічене сторонніми променями світла. Головна умова, у випадку $h = 1$ мм, – лінза повинна мати більшу оптичну силу. Це досягається двома способами: або заміною матеріалу лінзи на матеріал із вищим показником заломлення, який має високу щільність, або зміною геометрії лінзи. Висока щільність матеріалу

Тип поверхності	Коментарий	Радіус	Толщина	Стекло	Полудіаметр	Конич. пост.	Пар.0 (не исп.)	Пар.1 (не исп.)	Пар.2 (не исп.)	Пар.3
* Стандартная		бесконечность	бесконечность		бесконечность	U	0.000			
1 Стандартная		бесконечность	4.000		4.568		0.000			
2* Стандартная	CORNEA	7.800	0.520	CORNEA	6.000	U	-0.500			
3* Стандартная		6.700	1.500	AQUEOUS	6.000	U	-0.300			
4 Стандартная		11.000	1.600	AQUEOUS	11.000	U	0.000			
STO Стандартная	IRIS	бесконечность	1.000	AQUEOUS	1.784		0.000			
6* Стандартная	LENS	13.500	0.668	1.46, 51.2	3.000	U	0.000			
7* Стандартная		-13.500	19.000	1.34, 53.3	3.000	U	-3.250			
IMR Стандартная	RETINA	-11.000	-		11.000	U	0.000			

Рисунок 5: Параметри ока людини та дослідженої інтраокулярної лінзи на відстані $h = 1$ мм

Тип поверхності	Коментарий	Радіус	Толщина	Стекло	Полудіаметр	Конич. пост.	Пар.0 (не исп.)	Пар.1 (не исп.)	Пар.2 (не исп.)	Пар.3
* Стандартная		бесконечность	бесконечность		бесконечность	U	0.000			
1 Стандартная		бесконечность	4.000		4.568		0.000			
2* Стандартная	CORNEA	7.800	0.520	CORNEA	6.000	U	-0.500			
3* Стандартная		6.700	1.500	AQUEOUS	6.000	U	-0.300			
4 Стандартная		11.000	1.600	AQUEOUS	11.000	U	0.000			
STO Стандартная	IRIS	бесконечность	4.000	AQUEOUS	1.784		0.000			
6* Стандартная	LENS	13.500	0.668	1.50, 51.2	3.000	U	0.000			
7* Стандартная		-13.500	16.000	1.34, 53.3	3.000	U	-3.250			
IMR Стандартная	RETINA	-11.000	-		11.000	U	0.000			

Рисунок 6: Параметри ока людини та дослідженої інтраокулярної лінзи на відстані $h = 4$ мм

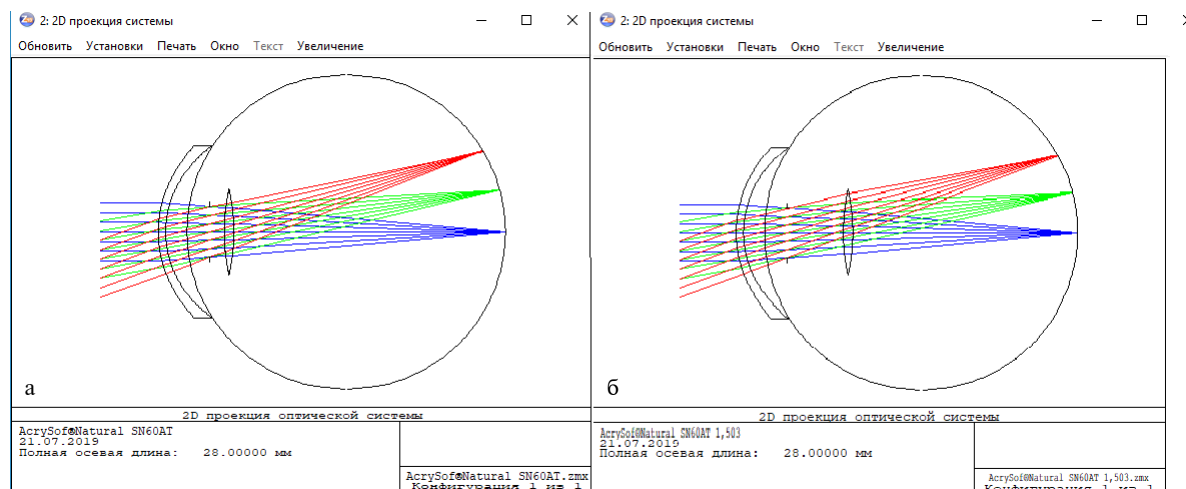


Рисунок 7: 2D-проекція оптичної системи із заданими параметрами: (а) $h = 1$; (б) $h = 4$

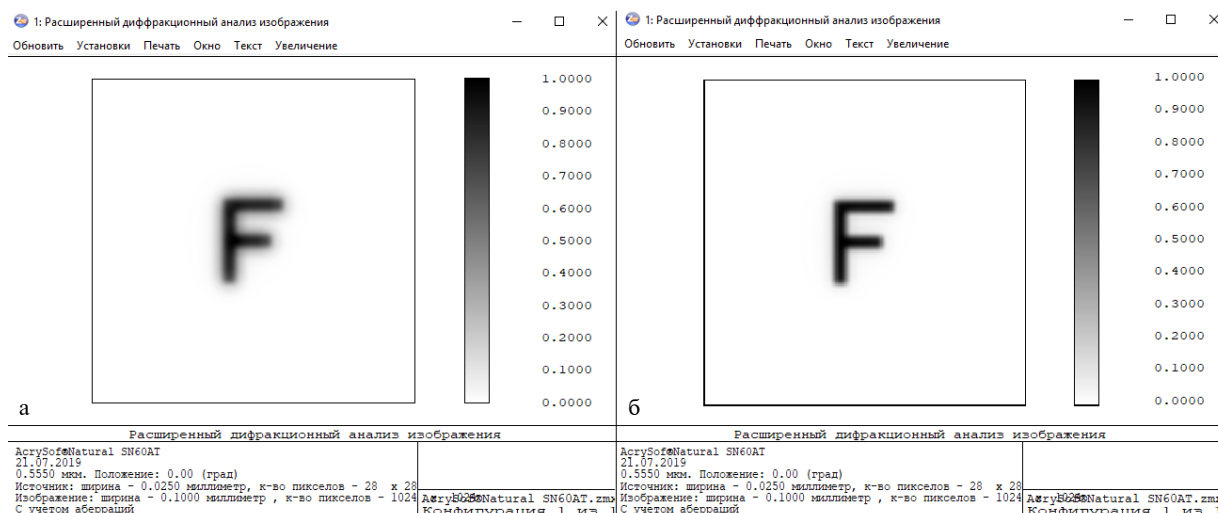


Рисунок 8: Дифракційний аналіз зображень, отриманих оптичними системами: (а) $h = 1$; (б) $h = 4$

(більше 1) не дає змоги робити лінзи великих розмірів, тому що вони важкі для ока. Це є ще однією проблемою в створенні якісної оптики. Тому існує необхідність створити лінзу, яка була б тонкою, мала достатню оптичну силу та була об'ємозамінною відносно нативного кришталіка.

Товщина кришталіка дорослої людини, залежно від акомодатії, становить 3,6–5 мм. Це дає можливість імплантувати задньокамерну ІОЛ на відстані від райдужки $h = 4$ мм, що згідно з розрахунками за формулою (5), наведеними вище, зменшить феномен відбивання світла та засвітлення сітківки в 7 разів. На жаль, більшість лінз не задовольняють цю умову, тому подальшою роботою стає реалізація цієї ідеї, яка описана в патенті UA 142801 U [13].

При проходженні світла через око людини на кожній оптичній поверхні втрачається до 4 % світла. Якщо розглянути око як оптичну

систему з чотирьох елементів (рогівка, передня камера, кришталік, склоподібне тіло), то в результаті через систему може пройти близько 84 % світлового потоку. Застосування тонкошарових (інтерференційних) плівок для послаблення френелівського відбиття називається просвітленням оптики [21, 22]. Принцип дії просвітлюючих покриттів заснований на явищі інтерференції. На поверхню оптичної деталі наносять тонку плівку, показник заломлення якої менший за показник заломлення лінзи: $n_{пл} < n_l$ (рис. 9).

Промінь, відбитий від поверхні плівки, і промінь, відбитий від межі плівка–лінза, когерентні. Розраховується товщина плівки так, щоб при інтерференції хвилі погасили б одна одну, підсилюючи таким чином потік світла, яке проходить.

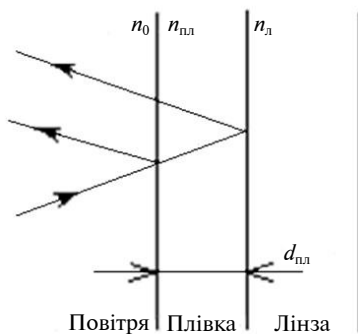


Рисунок 9: Просвітлююча оптика

Ці покриття дають можливість значно знизити коефіцієнт відбиття: з 4–5 до 0,3–0,7 %, і тим самим зменшити інтенсивність сумарного відбитого світлового потоку, що збільшує світлопропускання оптичної системи і підвищує контрастність зображення. Для цього амплітуди двох відбитих хвиль повинні бути рівними ($\rho_1 = \rho_2$), а ейконали (фази) мають відрізнятись на половину періоду, щоб промені загасили один одного ($E_1 - E_2 = \frac{\lambda}{2}$ або $\varphi_1 = \varphi_2 = \pi$). Це виконується за умови

$$n_{пл} = \sqrt{n_{пл}}$$

де $n_{пл}$ – показник заломлення плівки; $n_л$ – показник заломлення лінзи:

$$n_{пл} \cdot d_{пл} = \frac{\lambda}{4}$$

Відбивна здатність лінзи, просвітленої таким способом, залежить від довжини хвилі, що є основним недоліком одношарового просвітління. Мінімум відбивної здатності відповідає довжині хвилі:

$$\lambda = 4d \cdot n,$$

де d – товщина плівки, що наноситься; n – показник заломлення плівки

Сучасні просвітлюючі покриття мають зелене залишкове відбиття (рефлекси), інтенсивність якого лежить між 0,75 і 1,5 %. Ці відбиті промені неприємні естетично і, крім того, діють як зелений світлофільтр, який знижує інтенсивність зеленого світла, що сприймається оком людини. Оскільки пропускання світла такою лінзою максимальне для зеленої ділянки спектра, воно призводить до деякої помилки в передачі кольору, до того ж метод просвітлення оптики є досить дорогавартісним.

Традиційними матеріалами для просвітлюючої плівки є діоксид кремнію (кремнезем (SiO_2)) і фторид магнію (MgF_2) [23], що мають відносно низький показник заломлення ($n = 1,38$). Ці матеріали є біонесумісним і нестійким до агресивного середовища, а тому не підходить для нанесення на ІОЛ.

Як альтернатива просвітлюючій оптиці існує ідея створення багатошарової лінзи, кожен шар якої має різний коефіцієнт заломлення. Цей розділ оптики називається градієнтною оптикою (GRIN – від англ. gradient-index). У ній використовуються прозорі ізотропні середовища, показник заломлення яких змінюється залежно від координат точки середовища (рис. 10).

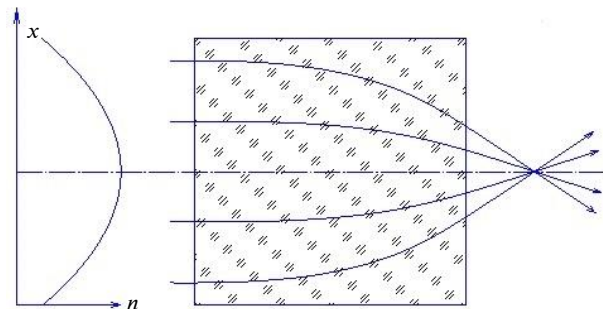


Рисунок 10: Градієнтна лінза з параболічною залежністю показника заломлення (n) від радіальної відстані (x)

За видом функції $n = f(x, y, z)$ виділяють три типи градієнтного показника заломлення лінзи:

- з осьовим поширенням показника заломлення:

$$n = f(x), n(x) = n(y) = \text{const};$$

- із радіальним (циліндричним) поширенням:

$$n = f(x^2 + y^2), n(z) = \text{const};$$

- зі сфероконцентричним поширенням:

$$n = f(x^2 + y^2 + z^2).$$

Якщо два перших типи застосувати до сферичної лінзи, то їх дія буде еквівалентною дії асферичних лінз, тому що лінзи мають радіально зменшуваний показник заломлення (в параксіальній області за параболічним законом, поза параксіальною областю – за поліноміальним законом), а при осьовому GRIN показник заломлення у вершині поверхні вищий, ніж у глибині градієнтної зони. Це приводить до зменшення показника заломлення на краю світлової зони поверхні, що дає змогу зменшити кут заломлення променя і, як наслідок,

виправити не тільки сферичну аберацію, але й дисфотопсію.

Розробка власної інтраокулярної лінзи

З урахуванням того що кришталік ока людини також використовує принцип градієнтної оптики для фокусування світла, можна створити ІОЛ за схожим підходом. Було виконано розрахунок показника заломлення матеріалу, який необхідний для осьового GRIN-а, з використанням ІОЛ, виготовленої з акрилу. Для цього кожен додатковий шар повинен мати показник заломлення відповідно до формули [24]

$$n_{i+1} = \sqrt{n_i n_{i+2}},$$

де n_i, n_{i+1}, n_{i+2} – показники заломлення шарів.

Для одношарової лінзи оболонка повинна мати показник заломлення

$$n_{01} = \sqrt{n_{nc} n_l}, \tag{6}$$

де n_{nc} – показник заломлення навколишнього середовища, n_l – показник заломлення лінзи.

У двошаровій лінзі проміжні шари повинні бути $n_{01} = \sqrt[3]{n_{nc}^2 n_l}$ і $n_{02} = \sqrt[3]{n_{nc} n_l^2}$.

З урахуванням того що гідрофобний акрил ІОЛ має показник заломлення 1,55, а показник заломлення водянистої вологи – 1,33, підставивши ці дані в (6), отримуємо

$$n_{01} = \sqrt{1,33 \cdot 1,55} = \sqrt{2,0615} \approx 1,435.$$

Спираючись на розрахунки за формулою (4), задля мінімізації відбиття світла шорсткість поверхні ІОЛ, для видимого світла, повинна становити не менше 35 нм. Близьким значенням до заданих параметрів, а саме $n_{01} = 1,435$, $R_a = 35$ нм, відповідає політетрафторетилен (тефлон), $n_{01} = 1,42$ [25]. Тому доцільно на поверхні

ІОЛ створити тонкий шар фтор-вуглецю, який, крім того, запобігає адгезії клітин. Антиадгезивний ефект підвищує біосумісність ІОЛ [26, 27]. Очікується, що створювана ІОЛ буде мати не лише виправлену сферичну аберацію й меншу схильність до виникнення фотичних феноменів, а й кращу біосумісність. Як наслідок, також існує можливість отримати зменшення вірогідності розвитку вторинної катаракти.

Із використанням формули (3) був розрахований коефіцієнт френелівського відбиття для такої лінзи:

$$R_0 = \frac{(1,435 - 1,33)^2}{(1,435 + 1,33)^2} = 0,0014.$$

У децибелах втрати переданного світла становили

$$dB = 10 \log_{10}(1 - 0,0014) = 0,01 \text{ дБ}.$$

Порівнявши значення $R_0 = 0,0014$ зі значенням, отриманим для лінзи з гідрофобного акрилу – $R_0 = 0,0058$, бачимо, що запропонований метод зменшує френелівське відбиття в 4 рази, а втрати світла менші в 2,5 разу.

У програмному середовищі Zemax 13 ми виконали моделювання ІОЛ, використовуючи отримані вище результати: акрилова лінза товщиною $l = 1$ мм, із показником заломлення 1,55, покрита шаром тефлону шорсткістю $R_a = 35$ нм із показником заломлення $n_{01} = 1,42$, розміщена в оці людини на відстані від райдужки $h = 4$ мм, діаметр вхідної зіниці $d = 3$ мм, сагітальна вісь ока становить 28 мм (рис. 11). На рис. 12 зображена отримана 2D-проекція оптичної системи (рис. 12).

Отримана точкова діаграма розсіювання (RMS) на сітківці променя із довжиною хвилі $\lambda = 0,555$ мкм зображена на рис. 13.

Surf:Type	Comment	Radius	Thickness	Glass	Semi-Diameter	Conic
* Standard		Infinity	Infinity		Infinity	0.000
1 Standard		Infinity	4.000		4.068	0.000
2* Standard	CORNEA	7.800	0.520	CORNEA	6.000	-0.500
3* Standard		6.700	1.500	AQUEOUS	6.000	-0.300
4 Standard		11.000	1.600	AQUEOUS	11.000	0.000
STO Standard	IRIS	Infinity	4.000	AQUEOUS	1.332	0.000
6* Standard	LENS	20.000	3.500E-005	1.44, 51.2	2.500	0.000
7* Standard		18.000	1.000	1.55, 51.2	2.500	0.000
8* Standard		-10.000	3.500E-005	1.44, 51.2	2.500	0.000
9* Standard		-26.000	15.400	VITREOUS	2.500	-3.250
IMA Standard	RETINA	-11.000	-		11.000	0.000

Рисунок 11: Параметри моделювання ока з інтраокулярною лінзою

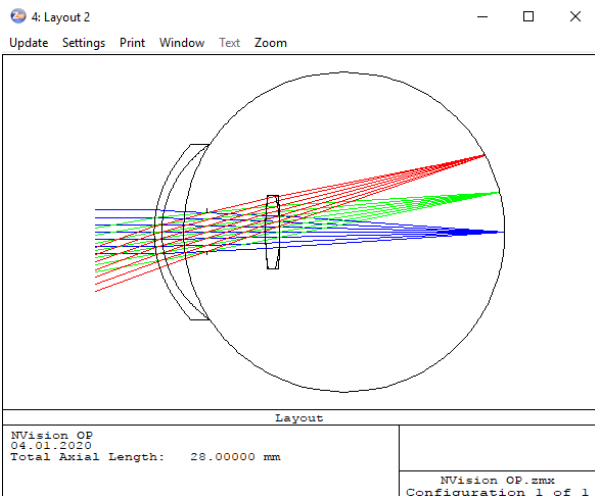


Рисунок 12: 2D-проекція оптичної системи із заданими параметрами

Середньоквадратичне відхилення (СКВ – RMS) є середньоквадратичною величиною радіального розміру плями розсіювання. Розмір плями GEO є радіусом кола з центром в опорній точці, в межі якого потрапляють усі промені.

СКВ зображення, отриманого запропонованою лінзою, становить 2,972 мкм. RMS променів повністю потрапляє в границі диска Ейрі (Airy Radius), який становить 3,598 мкм. Тому можна зробити висновок, що така оптична система є дифракційно обмеженою ($2,972 < 3,598$) і не потребує подальших, подібних, оптичних оптимізацій, тому що вони не можливі через хвильову природу світла.

З урахуванням отриманих даних ми пропонуємо модель об'ємозамінної ІОЛ “NVision OP”, дизайн якої розроблений у програмному середовищі Solidworks 19 (рис. 14).

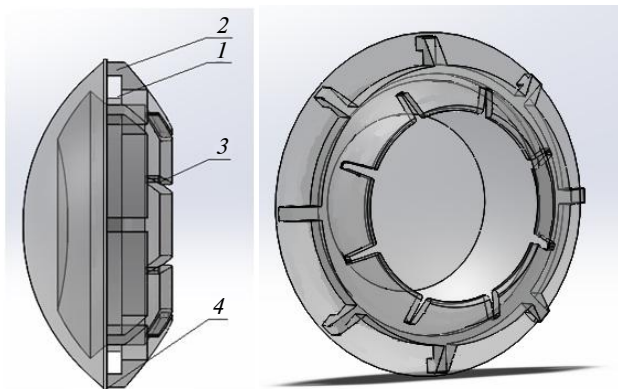


Рисунок 14: Інтраокулярна лінза “NVision OP” [13]: 1 – канавка-пастка; 2 – перетинка для шовної фіксації; 3 – листоподібні вирізи; 4 – гострий край лінзи (бортик)

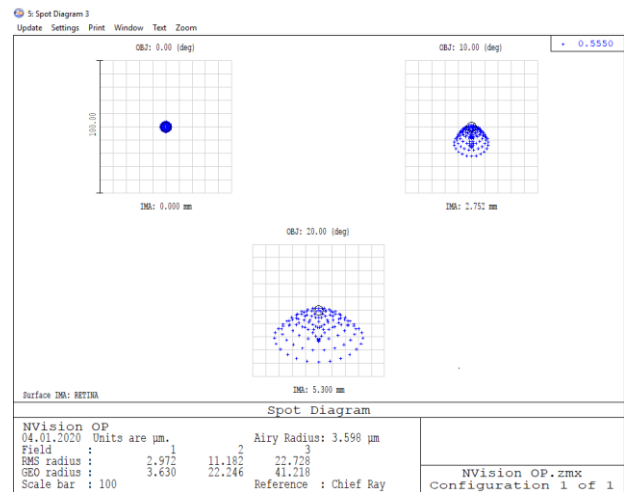


Рисунок 13: Точкова діаграма розсіювання (RMS) запропонованої інтраокулярної лінзи

Модель має низку фізичних властивостей, які б задовольняли як хірурга-офтальмолога, так і пацієнта. Розміри пустотілої, об'ємозамінної лінзи не перевищують розміри природного кришталіка: товщина не більше 5 мм і діаметр 10 мм. При цьому товщина оптичної частини, що розміщена на задній стінці оболонки ІОЛ, становить 1 мм, товщина стінок оболонки – 150 мкм. На сьогодні труднощі реалізації запропонованого методу зменшення фотичних феноменів пов'язані з обмеженим вибором біосумісних матеріалів.

Обговорення

Лінзи, що існують на ринку, після імплантації мають спотворену передачу зображення. Сучасні задньокамерні ІОЛ імплантуються в оці приблизно на відстані 1 мм від райдужної оболонки, при цьому товщина оптичної частини не перевищує 1 мм. За таких умов виникає не тільки ризик появи негативних фотичних ефектів, а й збільшена глибина передньої камери ока, іридодонез і відшарування сітківки. Тому метою нашої роботи було вдосконалення існуючих і втілення нових можливостей отримання кращих оптичних показників. Результати розрахунків показали, що для зменшення ризику появи дисфотопсії ІОЛ слід імпантувати на відстані не менше ніж 4 мм від райдужки. Це цілком можливо виконати, адже нативний кришталік у середньому має товщину 5 мм. Для зменшення відбиття світла від поверхні лінзи ІОЛ повинна мати щонайменше два шари. Для акрилової лінзи з коефіцієнтом заломлення $n = 1,55$ це може бути політетрафторетилен

із показником заломлення $n = 1,42$ та шорсткістю поверхні $R_a = 35$ нм. Це покриття є антиадгезивним і не викликає наростання епітеліальних клітин та інших залишкових елементів, що є протектором розвитку вторинної катаракти. При цьому в запропонованій моделі “NVision OP” очікується зменшення френелівського відбиття більш ніж у 4 рази порівняно з простою акриловою лінзою.

Середньоквадратичне відхилення зображення, отриманого запропонованою лінзою, становить 2,972 мкм. Промені RMS повністю потрапляють в границі диска Ейрі, що становить 3,598 мкм. Оскільки $2,972 < 3,598$, то лінза є дифракційно обмеженою. З огляду на те що розміри світлочутливих клітин в оці становлять 2,5–7 мкм, цього більш ніж достатньо. Порівняння отриманого дифракційного зображення моделі ІОЛ “NVision OP” із лінзою однієї провідної компанії показало, що запропонована модель утворює чіткіше зображення. Це може пояснюватись правильністю розрахунків і вибраного методу покращення.

Висновки

Згідно з розрахунком критичний кут для ІОЛ, виготовленої з гідрофобного акрилу, становить $59,093^\circ$.

References

- [1] Foster A. Cataract-a global perspective: output, outcome and outlay. Eye (Lond). 1999;13(Pt 3b):449-53. DOI: 10.1038/eye.1999.120
- [2] Thylefors B, Negrel A, Pararajasegaram R. Global data on blindness. Bull World Health Organ. 1995;73(1):115-121.
- [3] Thylefors B, Resnikoff S. Progress in the control of world blindness and future perspectives. Sante. 1998;8(2):140-3.
- [4] Takhchidi H, Agafonova V, Yanovskaya N, Frankowska-Gerlak M. Efficiency of simultaneous combined surgical treatment of cataract and open-angle glaucoma complicated by pseudoexfoliative syndrome. Ophthalmosurgery. 2008;(1):22-8.
- [5] Takhchidi H, Egorova E, Tolchinskaya A. Intraocular correction in complicated cataract surgery. Moscow; 2004. 169 p.
- [6] Копяева VG. Eye diseases. Moscow: Medicine; 2002. 560 p.
- [7] Gaboedov DG, inventor; Bogomolets National Medical University inventors, assignee. Method for diagnostics of artifacts of the eye. Ukraine patent 78758. 2013 Mar 25.
- [8] Davison JA. Positive and negative dysphotopsia in patients with acrylic intraocular lenses. J Cataract Refract Surg. 2000;26(9):1346-55. DOI: 10.1016/s0886-3350(00)00611-8
- [9] Haring G, Dick HB, Krummenauer F, Weissmantel U, Kröncke W. Subjective photic phenomena with refractive multifocal and monofocal intraocular lenses results of a multicenter questionnaire J Cataract Refract. Surg. 2001;27(2):245-9. DOI: 10.1016/s0886-3350(00)00540-x
- [10] Engren A, Behndig A. Anterior chamber depth, intraocular lens position, and refractive outcomes after cataract. J Cataract Refract Surg. 2013;39(4):572-7. DOI: 10.1016/j.jcrs.2012.11.019
- [11] Cataract in the adult eye. San Francisco: American Academy of Ophthalmology; 2011. Available from: <http://bdoc.info/dl/informationen/Cataract-in-the-Adult-Eye-2011-AAO-komplett.pdf>
- [12] Morozova T. Intraocular correction of aphakia with a multifocal lens with gradient optics. Clinical and theoretical research. Moscow; 2006. 124 p.
- [13] Polischuk OS, Kozyar VV, inventors; Polischuk OS, assignee. Flexible volume exchange multifocal intraocular "NVision OP" lens. Ukraine patent 142801. 2020 Jun 25.

Френелівське відбиття від поверхні акрилової лінзи і втрата переданого світла становлять відповідно $R_0 = 0,0058$ та $0,025$ дБ, а для лінзи з політетрафторетиленовим покриттям – $R_0 = 0,0014$ та $0,01$ дБ.

Для зменшення вірогідності появи негативних фотичних ефектів шорсткість поверхні (R_a) ІОЛ за довжини хвилі $\lambda = 550$ нм повинна становити 35 нм.

При використанні запропонованої моделі френелівське відбиття від ІОЛ і втрати світла при проходженні через лінзу зменшуються більш ніж у 4 та 2,5 рази відповідно порівняно з ІОЛ із гідрофобного акрилу.

При розміщенні ІОЛ на відстані не менше 4 мм від райдужної оболонки ока, за такої умови, значення феномена відбиття світла та засвітлення сітківки в 7 разів нижче ($F(x) = 0,0636$), ніж у лінзи, яка розміщена на відстані 1 мм ($F(x) = 0,45$).

За допомогою виконаних розрахунків та програмного моделювання розроблено власний зразок ІОЛ, СКВ зображення якої становить 2,972 мкм, що менше розміру диска Ейрі 3,598 мкм. Така ІОЛ є дифракційно обмеженою, і подальші оптичні удосконалення оптичних показників не мають сенсу через хвильове обмеження.

- [14] Charman W. Visual optics and instrumentation. Vol. 1. CRC Press; 1991. p. 1-26.
- [15] Kolokolov A. Fresnel formulas and the principle of causality. Physics-Uspekhi. 1999;42(9):931. DOI: 10.1070/PU1999v042n09ABEH000482
- [16] Born M, Wolf E. Fundamentals of optics. Moscow: Nauka; 1973. 713 p.
- [17] Bennett H, Porteus J. Relation between surface roughness and specular reflectance at normal incidence. J Opt Soc Am. 1961;51(2):123-9. DOI: 10.1364/JOSA.51.000123
- [18] Khusu A, Vitenberg Y, Palmov V. Roughness of surfaces (a probabilistic approach). Moscow: Nauka; 1975. 344 p.
- [19] Tymkul V, Ovchinnikov S, Kuznetsov M. Optical method for monitoring surface roughness. In: Proceedings of Int Conf SibOptics–2013; Novosibirsk; 2013. p. 282-5.
- [20] Kuznetsov S. Light reflection from the intraocular lens and a way to reduce it. Theoretical study. Ophthalmology. 2018;15(3):318-24. DOI: 10.18008/1816-5095-2018-3-318-324
- [21] Moskalev V. Applied physical optics. St. Petersburg Polytechnic University; 1995. 528 p.
- [22] Landsberg G. Optics. Moscow: Nauka; 2003. 848 p.
- [23] Knunyants I. Chemical encyclopedia. Vol. 2. Moscow: Sovetskaya Enciklopediya; 1990. 671 p.
- [24] Gaboedov D. Features of optical phenomena of natural and artificial crystalline lenses of a human eye. Probl Ecol Med Genet Clin Immun. 2012;5:529-53.
- [25] Grytsenko K. Membranes of polytetrafluoroethylene deposited by evaporation in a vacuum: growth mechanism, properties, application. J D Mendeleev Rus Chem Soc. 2008;LII(3):112-43.
- [26] Legeais J, Werner L, Legeay G. *In vivo* study of a fluorocarbon polymer-coated intraocular lens in a rabbit model. J Cataract Refract Surg. 1998;24(3):371-9. DOI: 10.1016/s0886-3350(98)80326-x
- [27] Werner L, Legeais J, Durand J. Endothelial damage caused by uncoated and fluorocarbon-coated poly(methyl methacrylate) intraocular lenses. J Cataract Refract Surg. 1997;23(7):1013-9. DOI: 10.1016/s0886-3350(97)80073-9

А.С. Полищук¹, В.В. Козяр¹, Д.Г. Жабоедов²

¹КПИ им. Игоря Сикорского, Киев, Украина

²Национальный медицинский университет имени А.А. Богомольца, Киев, Украина

УМЕНЬШЕНИЕ ФОТИЧЕСКИХ ФЕНОМЕНОВ И ФОНОВОЙ ЗАСВЕТКИ СЕТЧАТКИ ПРИ ИСПОЛЬЗОВАНИИ ИНТРАОКУЛЯРНОЙ ЛИНЗЫ

Проблематика. После имплантации монофокальных интраокулярных линз (ИОЛ) риск развития световых явлений составляет 9 %, после имплантации мультифокальных ИОЛ – 41 %. Эти эффекты не только создают дискомфорт, но и ухудшают качество получаемого изображения. Существующие ИОЛ имеют ряд недостатков, которые вызывают разного типа фотические феномены.

Цель. Оптический расчет и моделирование параметров, которыми должна обладать ИОЛ, для уменьшения фотических феноменов и фоновой засветки сетчатки с повышением контрастности передачи. Создание на основе полученных результатов ИОЛ новой конструкции.

Методика реализации. Для расчета отраженных лучей применен закон Снеллиуса–Декарта, согласно которому получено значение критического угла для гидрофобной акриловой ИОЛ с показателем преломления 1,55 при длине волны $\lambda = 0,55$ мкм, что граничит с водянистой влагой, показатель преломления которой составляет 1,33. Расчет потерь передаваемого света определялся на основе коэффициента френелевского отражения. Принята оптическая система, в которой апертурная диафрагма играла роль зрачка. С помощью программной среды Zemax 13 смоделирован ход лучей для глаза человека, сагиттальная ось которого составляет 28 мм, при разной глубине размещения ИОЛ. Полученные результаты применены для разработки новой ИОЛ в среде SolidWorks.

Результаты. Проведенные расчеты позволили выявить недостатки современных ИОЛ и методы их устранения. Установлено, что для уменьшения риска появления фотических феноменов и, как следствие, повышения светопередачи ИОЛ должна размещаться на расстоянии от радужной оболочки не менее 4 мм, иметь в себе два и более оптических слоя, показатель преломления которых изменяется в направлении к центру линзы, и шероховатость поверхности 35 нм. На основе расчетов осуществлено моделирование в среде Zemax 13, что подтвердило их достоверность. При моделировании с этими параметрами среднее квадратическое отклонение изображения полностью попало в пределы диска Эйри, имеющего размер 3,598 мкм при величине изображения 2,972 мкм. Таким образом, оптическая система считается дифракционно ограниченной, и дальнейшие оптические оптимизации невозможны. С применением программного пакета Solidworks и полученных результатов предложена собственная модель ИОЛ под названием "NVision OP", которая имеет толщину оптической части 1 мм с диаметром 5 мм. В целом поля, объемозамещающая ИОЛ с оболочкой имеет диаметр 10 мм и толщину 5 мм, толщина оболочки составляет 150 мкм.

Выводы. Исследование выявило ряд факторов, которые требуют совершенствования и устранения для предупреждения возникновения фотических эффектов различного типа. К ним относятся: шероховатость поверхности линзы, величина преломляющей силы ИОЛ, форма, толщина края линзы, глубина имплантации ИОЛ в глазу, факодонез и смещение линзы, диаметр апертурной диафрагмы. После оптимизации данных, согласно расчетных результатов, проведено моделирование в средах Zemax 13 и Solidworks. На основе этого предложена модель ИОЛ "NVision OP"; фотические эффекты, а именно arcs, flare, flashes, glare и halo, максимально устранены. Полая, объемозамещающая ИОЛ "NVision OP" имеет на оболочке элементы, позволяющие использовать шовную фиксацию, которая предупреждает ее дислокацию. Для имплантации предложенной ИОЛ "NVision OP" рекомендуется использовать вискоэластик и инжектор фирмы Alcon с картриджем В. Благодаря форме ИОЛ,

которая соответствует нативному хрусталику человека, линза располагается на место факоемульсифицированного вещества, при этом имплантация не занимает много времени.

Ключевые слова: интраокулярная линза; хрусталик глаза; градиентная оптика; Zemax; SolidWorks; френелевское отражение.

.....
A.S. Polischuk¹, V.V. Kozyar¹, D.G. Zhaboedov²

¹Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute, Kyiv, Ukraine

²Bogomolets National Medical University, Kyiv, Ukraine

REDUCING PHOTIC PHENOMENA AND RETINAL BACKGROUND ILLUMINATION BY USING AN INTRAOCULAR LENS

Background. After implantation of monofocal intraocular lenses (IOLs), the risk of developing light phenomena is 9%, and after implantation of multifocal IOLs the one is 41%. These effects not only cause discomfort, but also poor image quality. The existing IOLs have a number of deficiencies that cause different types of photic phenomena.

Objective. The aim of the work is optical calculation and simulation of the parameters that an IOL should have in order to reduce photic phenomena and retinal background illumination while increasing the transmission contrast. We also are aimed to design a new IOL on the basis of the results obtained.

Methods. To calculate the reflected rays, we used the Snell–Descartes law, according to which we obtained the value of the critical angle for a hydrophobic acrylic IOL with the refractive index of 1.55 at the wavelength of $\lambda = 0.55 \mu\text{m}$. This is consistent with aqueous humor, the refractive index of which is 1.33. The calculation of the transmitted light loss was determined by Fresnel reflection coefficient. We handled with optical system in which the aperture diaphragm fulfilled the role of a pupil. Using the Zemax 13 software environment, we simulated ray path for a human eye, the sagittal axis of which is 28 mm at different height of IOL placement. We applied the results obtained to design a new IOL in the SolidWorks environment.

Results. The calculations made it possible to identify the shortcomings of modern IOLs and methods for their elimination. It was found that in order to reduce the risk of photic phenomena and, as a result, of increasing luminous transmission, an IOL should be placed at a distance of at least 4 mm from the iris. It should contain two or more optical layers, the refractive index of which changes towards the center of the lens, and have the surface roughness of 35 nm. Based on the calculations, we carried out simulation in the Zemax 13 environment, which confirmed their veracity. When simulated with these parameters, the standard deviation of an image fell completely within the Airy disk, which has a size of $3.598 \mu\text{m}$ with an image size of $2.972 \mu\text{m}$. Thus, the optical system is considered diffraction limited and no further optical optimizations are possible. Using the Solidworks software and the results obtained, we proposed the proprietary IOL model called "NVision OP". This IOL has an optical part thickness of 1 mm with a diameter of 5 mm. In general, the hollow, volume-replacing IOL with a coating has a diameter of 10 mm and a thickness of 5 mm, the thickness of the coating is $150 \mu\text{m}$.

Conclusions. The study revealed a number of factors that require improvement and elimination to prevent the occurrence of various types of photic effects. These include: lens surface roughness, IOL refractive power, shape, lens edge thickness, depth of IOL implantation into an eye, phacodonesis and lens displacement, aperture diaphragm diameter. After data optimization, according to the calculated results, we carried out the simulation in the Zemax 13 and Solidworks environments. On the basis of this simulation we proposed the model of an intraocular lens "NVision OP"; the photic effects namely arcs, flare, flashes, glare and halo are eliminated as much as possible. The hollow, volume-replacing IOL "NVision OP" has elements on its coat that allow to use the suture fixation, which prevents the dislocation of the IOL. For the implantation of the proposed IOL "NVision OP", it is recommended to use a viscoelastic and the Alcon injector with the cartridge B. Due to the fact that the shape of the IOL corresponds to the native human lens, the lens is located in the place of the phacoemulsified substance, and the implantation does not take much time.

Keywords: intraocular lens; crystalline lens; gradient optics; Zemax; SolidWorks; Fresnel reflections.