НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ
"КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ ІМЕНІ ІГОРЯ СІКОРСЬКОГО"
МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ

НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ
"КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ ІМЕНІ ІГОРЯ СІКОРСЬКОГО"
МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ

Кваліфікаційна наукова
праця на правах рукопису

Поліщук Олександр Сергійович

УДК 617.74:681.7.02-44.337](043.3)

ДИСЕРТАЦІЯ

Комплексне удосконалення функціональних характеристик інтраокулярних лінз

163 Біомедична інженерія

16 Хімічна та біоінженерія

Подається на здобуття наукового ступеня доктора філософії

Дисертація містить результати власних досліджень. Використання ідей, результатів і текстів інших авторів мають посилання на відповідне джерело

_____ Поліщук О.С.

Науковий керівник (консультант) **Козяр Василь Васильович**,
кандидат мед. наук, доцент

Київ - 2022

АНОТАЦІЯ

Поліщук О.С. Комплексне удосконалення і розробка інтраокулярних лінз. — Кваліфікована наукова праця на правах рукопису.

Дисертація на здобуття наукового ступеня доктора філософії за спеціальністю 163 – «Біомедична інженерія». – Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського», МОН України, м. Київ, 2022.

Робота виконувалася на кафедрі біомедичної інженерії факультету Біомедичної інженерії Національного технічного університету України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського» Міністерства освіти і науки України.

Дисертація присвячена вирішенню актуальної науково-прикладної проблеми – створенню нових моделей інтраокулярних лінз (ІОЛ) з покращеними властивостями. В роботі теоретично обгрунтовані та експериментально підтверджені методи підвищення оптичних характеристик ІОЛ та запропановані технічні рішення для попередження ускладнень імплантації ІОЛ для усунення катаракти.

Проведений огляд та аналіз існуючих на цей час літературних джерел дає підставу вважати, що ІОЛ, представлені на сучасному ринку, мають ряд технічних і медичних недосконалостей, що призводить до появи після операції різних небажаних оптичних ефектів, які не задовольняють вимогам, як пацієнта, так і хірурга. Встановлено, що для усунення катаракти в багатьох випадках використовують лінзи товщиною менше 1 мм. При цьому відмічено, що тонкі ІОЛ збільшують глибину передньої камери ока, а також викликають розрідження скловидного тіла і, як наслідок, відшарування сітківки. Також, в 0,2 - 2,8% випадків трапляється зміна положення імплантованої ІОЛ. Дислокація пов’язана з багатьма факторами, серед яких - недосконалість гаптичних елементів та порушення контакту

гаптик з капсулою кришталика з-за невідповідності розмірів ІОЛ та капсули. Розвиток вторинної катаракти після імплантації ІОЛ внаслідок міграції та розмноження залишкових епітеліальних клітин після факоемульсифікації має місце у 45-78% пацієнтів. Використовувані у даний час моделі ІОЛ недостатньо захищають задню стінку капсули кришталика та передню поверхню лінзи від осідання на них епітеліальних клітин. При падінні світла під певним кутом виникає залишкове Френелівське відбиття від поверхонь ІОЛ, яке дає різні негативні фотичні ефекти та викликає спотворення передачі оптичної інформації, що підсилюється абераціями нижчих та вищих порядків, в тому числі сферичною. Крім того, акомодаційні можливості штучних кришталиків обмежені порівняно із нативним кришталиком. На основі проведеного аналізу можна зробити висновок, що існуючі моделі ІОЛ не повною мірою замінюють функції природнього кришталика людини і викликають ряд ускладнень. Тому актуальною задачею є розробка ІОЛ нового дизайну, яка не має вище згаданих недоліків.

Для вирішення поставлених задач при виконанні дисертаційної роботи проведені дослідження і запропоновано фундаментально нову модель ІОЛ, яка базується на об’ємозамінності нативного кришталика та нанесенні на оптичні поверхні основи шару політетрафторетилену (ПТФЕ). Розроблена ІОЛ має в собі низку технічних рішень, які дозволяють покращити оптичні параметри та позбутись інтра- та післяопераційних ускладнень.

Об’ємозамінна ІОЛ компенсує об’єм вмістимого кришталика людини, що був видалений при проведенні катарактальної хірургії, та займає фізіологічне положення. Це, в свою чергу, забезпечує рівномірний розподіл навантаження на цинові зв’язки та зберігає контакт капсула-гіалоїдна мембрана. За рахунок того, що ІОЛ не містить гаптик, а є об’ємозамінною, ризик децентрації та дислокації мінімізується.

Основний зміст дисертаційного дослідження викладений у **чотирьох** розділах, які присвячені: (і) встановленню інтра- та післяопераційних проблем, пов'язаних з дизайном інтраокулярних лінз; (іі) визначенню фізико-механічних недоліків, які спричиняють дислокації та розвиток вторинної катаракти; (ііі) оптичним розрахункам та дослідженням, розробці методів усунення оптичних паразитних явищ; (іііі) розробці ІОЛ з покращеними оптичними характеристиками і технічними особливостями, які не викликають інтра- та післяопераційні ускладнення, притаманні ІОЛ традиційного дизайну.

У першому розділі даної дисертаційної роботи «Аналітичний огляд літератури» представлені результати літературного пошуку та аналізу наукових джерел, що розкривають проблематику основних порушуваних у дисертації задач. Наведені статистичні данні поширеності катаракти в світі, розглянуто еволюцію хірургічних методів боротьби із цим захворюванням. Проаналізовано конструкційні особливості сучасних ІОЛ, в тому числі їх матеріали. Приведений перелік та аналіз частоти інтра- та післяопераційних ускладнень в відсотковому співвідношенні при видаленні катаракти. Показано, що на сучасному етапі розвитку боротьби з катарактою, побічні явища, які супроводжують імплантацію ІОЛ, проявляються у вигляді нових ускладнень та недостатньому рефракційному ефекті.

Другий розділ «Об'ємозамінна інтраокулярна лінза з покращеними технічними властивостями» присвячений аналізу міцності гаптичних елементів існуючих ІОЛ та їх удосконаленню з наступною розробкою власного варіанту гаптики ІОЛ. Проведено дослідження переміщення лінзи після імплантації з представленням інфографічних рисунків напруження, деформації, запасу міцності. Проведено симуляцію розвитку вторинної катаракти при імплантації існуючих ІОЛ та розробленої моделі лінзи з конструктивним рішенням протидії розвитку вторинної катаракти. Із залученням розробленого приладу проведено експеримент, який імітував вплив циліарного м'яза на ІОЛ. Проведено експеримент щодо дослідження

руху епітеліальних клітин при імплантації ІОЛ власної конструкції. Показані наочні та числові результати моделювання та експериментів.

Третій розділ «Поліпшення оптичних характеристик інтраокулярної лінзи» присвячений оптичним розрахункам та моделюванню параметрів, якими повинна відповідати ІОЛ задля зменшення фотичних феноменів, фонового засвічення сітківки, підвищення контрастності зору та зниженням поздовжньої сферичної аберації. Запропоновано та обґрунтовано методи зменшення оптичних паразитних явищ. Приведені розрахунки та оптичне моделювання в програмних середовищах Zemax та Aber. Програмне забезпечення Aber Lite 1.05 (Україна) використано для оцінки модульно-передатної функції (МПФ) інтраокулярної лінзи. Процес нанесення шару ПТФЕ різної товщини на розроблену ІОЛ за допомогою установки вакуумного напилення УВН-74. Вимірювання товщини шару ПТФЕ виконувалось чотирьохканальним вимірювачем SQM–242 (Sigma Instruments, Inc., США) із залученням спектрофотометра модель EPP2000 (StellarNet, Inc., США), ВЧ генератора Cesar 0403 (Dressler AE. Inc., США), вакуумметра модель CMR365 (Pfeiffer vacuum GmbH, Австрія). Після напорошення ПТФЕ на ІОЛ за допомогою зондового мікроскопа NanoScope IIIa Dimension 3000^{TM} та конфокального лазерного скануючого мікроскопа LSM 500 META ZEISS проведено аналіз морфології зразків з плівкою, отриманою із газової фази $(C_2F_4)_n$. Перед розрізанням ІОЛ з напиленням мікротомом - кріостатом CM 1100 (Leica Biosystems, GmbH, Німеччина), проводилась їх оцінка на мікроскопі BX41 (Olympus Iberia, slr., Іспанія). Підтверджено, що шари напилення мають завдану рівномірну товщину при високій якості поверхні. Проаналізовано величину поздовжньої сферичної аберації ІОЛ методом візуальних фокусувань Лінника на оптичній лаві ОСК-2. Після нанесення шару ПТФЕ встановлено суттєве зменшення поздовжньої сферичної аберації ІОЛ, порівняно із лінзами без напилення. Встановлено також, що з поміж напилень ПТФЕ товщинами 50 нм, 100 нм та 150 нм, найкраще задовольняє висунутим вимогам шар

товщиною 100 нм. Крім того, ІОЛ без напилення і після нанасення шару ПТФЕ, досліджені на універсальному проекційному апараті з оптичною лавою ФОС-115. Визначено, що розміри фокусних плям ІОЛ з напиленням вірогідно менші, ніж розміри фокусних плям ІОЛ без напилення, що свідчить про кращі оптичні властивості перших.

Четвертий розділ «Розробка псевдоакомодуючої інтраокулярної лінзи» присвячений підбору матеріалу, який по своїм параметрам максимально відповідав би висунутим фізико-механічним вимогам, був би подібний до нативного кришталика. Запропоновано оригінальну модель об’ємозамінної ІОЛ “NVision Optics”. Здійснено дослідження розробленої ІОЛ на акомодаційну здатність за допомогою ліцензійних програмних середовищ Comsol та SolidWorks. Показано, що лінза має можливість змінювати фокусну відстань за рахунок фізичного переміщення оптичної частини на відстань до 1,4 мм в напрямку рогівки. Осьове зміщення оптики призводить до скорочення/збільшення відстанів від лінзи до райдужки, забезпечуючи достатнє заломлення для зору на близьку та далеку відстані.

Робота містить 97 рисунків, 10 таблиць, 215 літературних джерел та 4 додатки.

Ключові слова: інтраокулярна лінза, штучний кришталик, гаптика, поздовжня сферична аберація, негативні фотичні феномени, політетрафторетилен, катаракта, вторинна катаракта, розрідження скловидного тіла, іридодонез.

ABSTRACT

Polischuk O.S. Comprehensive improvement and development of intraocular lenses. — Qualifying scientific work on the rights of the manuscript.

The dissertation on competition of a scientific degree of the doctor of philosophy on a speciality 163 – Biomedical engineering. – National Technical University of Ukraine "Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute", MES of Ukraine, Kyiv 2022.

Preparation was held in the biomedical engineering department of National Technical University of Ukraine "Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute", Ministry of Education and Science of Ukraine.

The dissertation is devoted to the solution of an actual scientific and applied problem – creation of a new intraocular lens with improved properties. This made it possible, theoretically and experimentally, to substantiate the methods of improving optical characteristics quality and deprivation of developed technically by intra and postoperative complications.

The conducted review and analysis of the existing literature sources, gives the right to believe that intraocular lenses (IOLs), which are presented in today's market, have a number of technical and medical imperfections that lead to various undesirable optical effects and do not meet the requirements of both the patient and the surgeon as a whole. Taking into account the fact that the production of thin lens optics, less than 1 mm, is becoming more popular due to less eye trauma and postoperative consequences, it is noted that thin intraocular lenses increase the depth of the eye anterior chamber and cause liquefaction of the vitreous and as a consequence, retinal detachment. The implanted IOL change in the position occurs in 0.2-2.8%. Dislocation is connected with many factors, one of which is the imperfection of the haptic elements and the contact of the haptic violation with the lens capsule due to the size mismatch between the IOL and the capsule. The

secondary cataracts development after intraocular lens implantation appearing because of migration and residual epithelial cells proliferation after phacoemulsification occurs in 45-78% of patients. Currently used IOL models do not sufficiently protect the posterior wall of the lens capsule and the anterior surface of the lens from the epithelial cells deposition. When light hits at a certain angle, there appears a residual Fresnel reflection from the IOL surfaces, which carries various negative photic effects and distortion of optical information transmission, amplified by aberrations of lower and higher orders, including spherical. Artificial lenses do not give absolute accommodation in comparison with the native lens. Based on the analysis, it can be concluded that the existing models do not fully replace the functions of the natural lens of human and have a number of complications. Therefore, the actual task is to develop an intraocular lens of a new design, taking into account the elimination of the above mentioned disadvantages.

To solve the problems in the dissertation, a fundamentally new intraocular lens model is proposed, which is based on the native lens volume interchangeability with the application of polytetrafluoroethylene **onto** the optical surfaces. The developed intraocular lens includes a number of technical solutions that allow to improve the optical parameters and get rid of intra and postoperative complications.

The volume-substituting intraocular lens allows you to compensate for the volume of the human lens that was removed during cataract surgery and to occupy a physiological position. This, in its turn, creates equable load distribution on the zonula ciliaris and maintains the capsule-hyaloid membrane contact. Due to the fact that the IOL does not contain a haptic, but it is volume-substituting, the risk of decentralization and dislocation is minimized.

The main content of the dissertation research is presented in **four** sections, which are devoted to: (i) identification of intra and postoperative problems related to the intraocular lenses design; (ii) identification of physico-mechanical defects at the dislocation and development of secondary cataracts stage; (iii) optical calculation and research,

development of methods eliminating optical parasitic phenomena methods; (iii) intraocular lens development, which characteristics would take into account the elimination of optical and intra / postoperative disadvantages.

The first section of this dissertation "Literature Review" presents the analytical review and literary research results, revealing the main tasks problems in the dissertation. The statistics of cataract prevalence in the world are given and the surgical methods evolution of struggle against this disease are considered. The design features of modern intraocular lenses, including their materials, are analyzed - passive. The list and analysis of the incidence of intra and postoperative complications as a percentage in cataract removal are given. It is shown that at the present stage of development cataract control, side effects accompanied by IOL implantation are manifested in the new complications appearance and failure to achieve the desired refractive result.

The second section "Volume-substituting intraocular lens with improved technical properties" is devoted to the analysis of the haptic elements strength of existing intraocular lenses and their improvement with the following development of its own version of the IOC haptic. A lens moving study with the presentation of infographic images, stress, deformation, margin of safety was held. Literature sources containing technical varieties of secondary cataract prevention are presented. Secondary cataract development simulation during implantation of existing IOLs and developed intraocular lens with constructive solution of secondary cataract counteraction was held. The experiment was performed with the help of the developed device that imitated the ciliary muscle influence on the IOL. An experiment was conducted to study the epithelial cells movement during IOLs implantation of its own design. Visual and numerical modeling results and experiments are shown.

The third section "Optical characteristics improving of the intraocular lens" is devoted to optical calculation and parameters modeling that must have an intraocular lens to reduce photonic phenomena and background retinal illumination with increased contrast

transmission and reduced longitudinal spherical aberration. Reducing optical parasitic phenomena methods are proposed and substantiated. Calculations and optical modeling in Zemax and Aber programs are presented. Aber Lite 1.05 software (Ukraine) was used to evaluate the modular transfer function (MTF) of an intraocular lens. The process of PTFE spraying on the developed intraocular lens with the help of “UVN-74” vacuum spraying device are given. The thickness of the PTFE layer was measured with an SQM-242 four-channel meter (Sigma Instruments, Inc., USA) using an EPP2000 spectrophotometer (StellarNet, Inc., USA), a Cesar 0403 RF generator (Dressler AE. Inc., USA), vacuum (Pfeiffer vacuum GmbH, Austria). After spraying PTFE on the IOL, a morphology analysis of the samples was done with a film obtained from the gas phase $(C_2F_4)_n$. Before cutting the lens by microtome-cryostat CM 1100 (Leica Biosystems, GmbH, Germany), it was evaluated using a BX41 microscope (Olympus Iberia, slr., Spain). The analysis was performed using a NanoScope IIIa Dimension 3000TM probe microscope and a LSM 500 META ZEISS confocal laser scanning microscope. It is confirmed that the lens contains the required spray thickness and surface roughness. The resulting intraocular lens was examined on a universal projection device with optical lava “FOS-115”. The magnitude of the longitudinal spherical aberration by the method of visual focusing of Linnik on the optical lava “OSK-2” is analyzed. The method of comparison of lenses without PTFE spraying and with it, has revealed a decrease in longitudinal spherical aberration of the second. It was found that among the PTFE sprays on an intraocular lens with a thickness of 50 nm, 100 nm and 150 nm, the layer with a thickness of 100 nm meets the requirements in the best way.

The fourth section " Pseudoaccommodation intraocular lens development" is devoted to the selection of material that in its parameters would meet the physical and mechanical requirements in the best way, similar to the native lens. An original NVision Optics volume replacement intraocular lens has been proposed. The study of developed intraocular lens

for multifocal capability was realized using the licensed software environments Comsol and SolidWorks. It is shown that the lens has the posibility to change the focal length by physically moving the optical part at a distance of 1.4 mm in the cornea direction. Axial displacement of the optics leads to a reduction / increase in the distance from the lens to the iris, providing sufficient refraction for near and far vision.

The work consists of: 97 figures, 10 tables, 215 references and 4 appendices.

Keywords: intraocular lens, artificial lens, haptic, longitudinal spherical aberration, negative photonic phenomena, polytetrafluoroethylene, cataract, secondary cataract, vitreous thinning, iridodones.

List of publications of the applicant on the topic of the dissertation, in which the main results of the dissertation are published:

1. Polishchuk, O., Kozyar, V. (2018). *Vybir optymalnoho variantu diahnostychnykh proektsii na oko pry keratometrii [Selection of the optimal variant of diagnostic projections on the eye during keratometry]*. Biomedychna inzheneriia i tekhnolohiia-Biomedical Engineering and Technology, 1, 86-92. [In Ukranian]

2. Polishchuk, O., Kozyar, V. (2019). *Analiz haptychnykh elementiv intraokuliarnykh linz-Analysis of haptic elements of intraocular lenses [Analysis of haptic elements of intraocular lenses]*. Biomedychna inzheneriia i tekhnolohiia-Biomedical Engineering and Technology, 2, 9-14. [In Ukranian] https://doi.org/10.20535/2617-8974.2019.2.184707

3. Polischuk, O., Kozyar, V. (2019). Pat. No. 137306 UA. *Hnuchka monoblochna multyfokalna intraokuliarna linza "Support OP"*. No. u201904288; declareted: 22.04.2019; published: 10.10.2019, Bul. No. 19. Available at: https://base.uipv.org/searchINV/search.php?action=viewdetails&IdClaim=266583

4. Polishchuk, O., Kozyar,V. (2020). *Konstruktyvni rishennia dlia zapobihannia rozvytku vtorynnoi katarakty pislia implantatsii intraokuliarnykh linz. [Constructive*

solutions to prevent the development of secondary cataracts after implantation of intraocular lenses]. Innov Biosyst Bioeng, 4(1), 36–44. [In Ukranian]. https://doi.org/10.20535/ibb.2020.4.1.187310

5. Polishchuk, O. (2019). Pat. No. 141280 UA. *Prystrii dlia doslidzhennia pruzhnikh vlastyvostei intraokuliarnykh linz.* No. u201910693; declareted: 22.04.2019; published: 10.10.2019, Bul. No. 6. Available at: https://base.uipv.org/searchINV/search.php?action=viewdetails&IdClaim=261525

6. Polishchuk, O. (2020). Pat. No. 142651 UA. *Sposib korektsii optychnykh aberatsii linz.* No. u201910694; declareted: 29.10.2019; published: 25.06.2020, Bul. No. 12. Available at: https://base.uipv.org/searchINV/search.php?action=viewdetails&IdClaim=269126

7. Polischuk, O., Kozyar, V. (2020). Pat. No. 142801 UA. *Hnuchka obiemozaminna multyfokalna intraokuliarna linza "NVision OP".* No. u202000572; declareted: 30.01.2020; published: 25.06.2020, Bul. No. 12. Available at: https://base.uipv.org/searchINV/search.php?action=viewdetails&IdClaim=263597

8. Polishchuk, O. (2020). *Doslidzhennia elastychnykh vlastyvostei haptyky intraokuliarnykh linz [Investigation of the elastic properties of the haptic of intraocular lenses]*. Biomedychna inzheneriia ta elektronika-Biomedical engineering and electronics, 2(25), 1-22. [In Ukranian]. https://doi.org/10.6084/m9.figshare.1278177

9. Polischuk, O., Kozyar, V., Zhaboiedov, D. (2020). *Zmenshennia fotychnykh fenomeniv i fonovoho zasvichennia sitkivky pry vykorystanni intraokuliarnoi linzy. [Reduction of photonic phenomena and background retinal illumination when using an intraocular lens]*. Innov Biosyst Bioeng, 4, (4), 199–210. [In Ukranian]. https://doi.org/10.20535/ibb.2020.4.4.214806

10. Polischuk, O., Kozyar, V. (2021). *Tekhnichne zabezpechennia peryoperatsiinoi keratometrii pry implantatsii intraokuliarnykh linz [Technical support of perioperative keratometry during implantation of intraocular lenses]* Biomedychna inzheneriia i

tekhnolohiia- Biomedical engineering and technology, 5 (1), 44–51. [In Ukranian]. https://doi.org/10.20535/2617-8974.2021.5

11. Polishchuk, O. (2021). Pat. No. 149961 UA. *Inzhektor dlia implantatsiyi ta eksplantatsiyi intraokuliarnoi linzy.* No. u202104750; declareted: 19.08.2021; published: 15.12.2021, Bul. No. 50. Available at: https://base.uipv.org/searchINV/search.php?action=viewdetails&IdClaim=279778

12. Polishchuk, O. (2021). Pat. No. 150305 UA. *Obiemozaminna multyfokalna intraokuliarna linza "NVision Optics ".* No. u202104749; declareted: 19.08.2021; published: 26.01.2022, Bul. No. 4. Available at: https://base.uipv.org/searchINV/search.php?action=viewdetails&IdClaim=280365

13. Polishchuk, O., Kozyar, V., Zhaboiedov, D. (2022). *Method for reducing longitudinal spherical aberration of intraocular lenses.* Eastern-European Journal of Enterprise Technologies, 1 (5 (115)), 14–22. https://doi.org/10.15587/1729-4061.2022.251521

14. Polischuk, O., Kozyar, V. (2022). Pat. No. 150954 UA. *Sposib zmenshennia poperechnoi sferychnoi aberatsii ta nehatyvnykh fotychnykh efektiv intraokuliarnykh linz metodom nanesennia politetraftoretylenu.* No. u202105057; declareted: 08.09.2021; published: 18.05.2022, Bul. No. 20. Available at: https://base.uipv.org/searchINV/search.php?action=viewdetails&IdClaim=281501

The list of the applicant's publications on the topic of the dissertation, which certify the approbation of the dissertation materials:

1. Polishchuk, O., Kozyar, V. (2018). *Porivnialna kharakterystyka isnuiuchykh afakichnykh intraokuliarnykh linz [Comparative characteristics of existing aphakic intraocular lenses].* Monografia pokonferencyjna "Science, Research, Development № 12". (pp. 34-36). December 29-30, 2018, Belgrade Serbia, Poland. [In Ukranian].

2. Polishchuk, O., Kozyar, V. (2018). Oko, yak optychna systema [The eye as an optical system]. Advanced of science #12. (pp. 28-37). May 15, 2018, Karlovy Vary, Czech Republic. [In Ukranian].

3. Polishchuk, O., Rubanets, O. (2019). Personyfikovane modeliuvannia shtuchnoho kryshtalyka oka liudyny dlia implantatsii [Personalized modeling of the artificial lens of the human eye for implantation] Filosofski zasady kreatosfery u konteksti tvorchosti: mizh. konf- Philosophical principles of the creative sphere in the context of creativity: inter.conf. (pp. 138-140). May, 30, 2019, Kyiv, Ukraine. [In Ukranian].

4. Polishchuk, O., Kozyar, V. (2020). Keratometr, yak pershyi etap implantatsii intraokuliarnoi linzy: zbirnyk naukovykh prats [Keratometer as the first stage of intraocular lens implantation: a collection of scientific papers]. Informatsiini systemy ta tekhnolohii v medytsyni» (ISM–2020)- Information Systems and Technologies in Medicine "(ISM-2020). (pp. 209-211). November, 26-27, 2020, Kharkiv, Ukraine. [In Ukranian].

5. Polishchuk, O. (2021). Metod zmenshennia pozdovzhnoi sferychnoi aberatsii intraokuliarnykh linz [Method of reducing longitudinal spherical aberration of intraocular lenses]. II International Scientific and Practical Conference «SCIENTIFIC PRACTICE: MODERN AND CLASSICAL RESEARCH METHODS». (pp. 83-84). October, 15, 2021, Boston, USA. [In Ukranian]. https://doi.org/10.36074/logos-15.10.2021.22

6. Polishchuk, O., Kozyar, V. (2021). Analiz multyfokalnosti obiemozaminnoi intraokuliarnoi linzy [Multifocal analysis of a volumetric intraocular lens]. Informatsiini systemy ta tekhnolohii v medytsyni» (ISM–2021)- Information Systems and Technologies in Medicine "(ISM-2021). (pp. 109-111). November, 25-26, 2021, Kharkiv, Ukraine. [In Ukranian].

7. Polishchuk, O., Kozyar, V. (2022). Metod zmenshennia pozdovzhnoi sferychnoi aberatsii intraokuliarnykh linz [Method of reducing longitudinal spherical aberration of intraocular lenses]. MODERN TECHNOLOGIES OF BIOMEDICAL ENGINEERING, (pp. 38-41). May, 25-27, Odesa, Ukraine, 2022. [In Ukranian].

8. Polishchuk, O. (2022). Polytetrafluoroethylene to reduce spherical aberration of intraocular lenses. XIII International Scientific and Practical Conference "MODERN DIRECTIONS OF SCIENTIFIC RESEARCH DEVELOPMENT". (pp. 235-240). June 15-17, 2022, Chicago, USA. [In English].

ЗМІСТ

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ ТА СКОРОЧЕНЬ 18

ВСТУП 20

РОЗДІЛ 1: АНАЛІТИЧНИЙ ОГЛЯД ЛІТЕРАТУРИ 29

1.1. Прогресування катаракти та її хірургічне лікування 29

1.2. Розвиток хірургічних методів боротьби з катарактою 30

1.3. Конструкції, матеріали сучасних ІОЛ та методи їх імплантації 36

1.4. Післяопераційні проблеми, пов'язані з імплантацією інтраокулярних лінз 42

1.5 Висновки до розділу 1 44

РОЗДІЛ 2: ШЛЯХИ УДОСКОНАЛЕННЯ ІНТРАОКУЛЯРНИХ ЛІНЗ 45

2.1. Дослідження гаптики існуючих інтраокулярних лінз 45

2.2. Засоби попередження розвитку вторинної катаракти 59

2.3. Розробка об'ємозамінної інтраокулярної лінзи 67

2.4. Висновки до розділу 2 75

РОЗДІЛ 3: ПОЛІПШЕННЯ ОПТИЧНИХ ХАРАКТЕРИСТИК ІНТРАОКУЛЯРНИХ ЛІНЗ 77

3.1. Зменшення оптичних феноменів інтраокулярної лінзи 77

3.2. Розробка оптичної частини інтраокулярної лінзи з покращеними характеристиками 91

3.3. Покращення оптичних показників інтраокулярних лінз напиленням ПТФЕ 102

3.4. Дослідження морфології нанесеного на інтраокулярні лінзи покриття ... 109

3.5. Оцінка якості нанесеного на інтраокулярні лінзи покриття 116

3.6. Дослідження фокусних плям інтраокулярних лінз 120

3.7. Дослідження поздовжньої сферичної аберації інтраокулярних лінз 127

3.8. Висновки до розділу 3 137

РОЗДІЛ 4 РОЗРОБКА АКОМОДУЮЧОЇ ІНТРАОКУЛЯРНОЇ ЛІНЗИ.....139

4.1. Вибір конструкції і матеріалу для створення акомодуючої моделі ІОЛ ..139

4.2. Перевірка здатності NVision Optics до псевдоакомодації 148

4.3. Висновки до розділу 4 154

ВИСНОВКИ.....156

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ.....159

ДОДАТОК А ПРОТОКОЛ НАПИЛЕННЯ ПОЛІТЕТРАФТОРЕТИЛЕНУ НА УСТАНОВЦІ “УВН-74”.....187

ДОДАТОК Б ПРОТОКОЛ ДОСЛІДЖЕННЯ ІНТРАОКУЛЯРНИХ ЛІНЗ НА ВЕЛИЧИНУ ПОЗДОВЖНЬОЇ СФЕРИЧНОЇ АБЕРАЦІЇ.....190

ДОДАТОК В АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ РЕЗУЛЬТАТІВ ДОСЛІДЖЕННЯ ДИСЕРТАЦІЙНОЇ РОБОТИ У ВИРОБНИЧУ ДІЯЛЬНІСТЬ.....198

ДОДАТОК Г ПАТЕНТНІ СЕРТИФІКАТИ ЗА НАУКОВИМ НАПРЯМКОМ ДОСЛІДЖЕННЯ 199

ПОДЯКА 213

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ ТА СКОРОЧЕНЬ

дБ	децибел
Дптр	діоптрія
ВОТ	внутрішньоочний тиск
ГПК	глибина передньої камери
ІОЛ	інтраокулярна лінза
КК	капсула кришталика
КМК	капсульний мішок кришталика
ЛЕК	лазерна екстракція катаракти
МПФ	модуляційно-передатна функція
ОПФ	оптична передатна функція
ОС	оптична система
ПММА	поліметилметакрилат
ПТФЕ	політетрафторетилен
СА	сферична аберація
СКВ	середнє квадратичне відхилення
СТ	скловидне тіло
УЗ	ультразвук
УБМ	ультразвукова біометрія
УФ	ультрафіолет
УФЕК	ультразвукова факоемульсифікація
ФЕК	факоемульсифікація
ФРТ	функція розсіяння точки
ФСЛ	фемтосекундний лазер
ФПФ	функція передачі фази
EDOF	extended depth of focus (збільшена глибина фокусу)
ESTRN	equivalent strain (еквівалентна деформація)

FOS	factor of safety distribution (коефіцієнт розподілення запасу міціності)
RMS	root mean square (середньоквадратичне відхилення)
URES	united root expres sliding (результуюче переміщення)

ВСТУП

Актуальність теми. На сьогоднішній день найбільшу частину офтальмохірургічних втручань складають операції з видалення катаракти. За даними Всесвітньої організації охорони здоров'я (ВООЗ) катаракта є головною причиною сліпоти в світі [1]. Більше 85% всіх видів сліпоти припадає на людей 50 років і старше. Частота вікової катаракти складає близько 33 випадків на 1000 населення, а в похилому віці, 70-80 років, захворюваність збільшується та досягає 260 випадків на 1000 в чоловіків та 460 випадків на 1000 в жінок [2]. Після 80-ти років, майже всі особи страждають цим захворюванням. Згідно розробленої математичної моделі, прогноз поширеності пацієнтів зі «зрілою» катарактою в різних вікових групах в найближчі роки складе 11% -13% від загальної популяції населення [3, 4].

Найбільш малотравматичним та оптимальним методом боротьби з катарактою є екстракція та аспірація змутнілого вмістимого кришталика з використанням ультразвукової факоемульсифікації (УФЕ) через малий розріз рогівки з наступною імплантацією еластичної інтраокулярної лінзи (ІОЛ). До 98% офтальмологічних клінік перейшли на проведення екстракції кришталика з використанням факоемульсифікації (ФЕ) [5, 6, 7]. Поширеною є мікрокоаксіальна методика ФЕ (один основний розріз від 2,2 мм й менше).

На жаль, існуючі ІОЛ, лише частково замінюють функції нативного кришталика. Після імплантації ІОЛ може з’явитись ряд негативних факторів, які суттєво впливають на якість життя. Всі вони пов’язані з недосконалістю сучасних ІОЛ. Серед них поширеними є вторинна катаракта (45% випадків), зміна положення лінзи (дислокація) у 0,2-2,8% пацієнтів, знижуючи зорові функції та викликаючі дискомфорт оптичні феномени (дзеркальне відбиття, блукаюча скотома, глер- та гало-ефекти) і різного типу інші ускладнення [8]. Тремтіння райдужки (іридодонез), нерівномірний локальний натяг капсули кришталика (КК), розрідження скловидного

тіла (СТ) та відшарування сітківки виявляються в 3-4% випадків [9]. Крім того, нездатність штучних кришталиків до акомодації та їх сферична аберація суттєво впливають на зорову функцію і викликають скарги пацієнтів.

Таким чином актуальною задачею є створення та наукове обґрунтування нової моделі ІОЛ, яка б була позбавлена вище перелічених недоліків. Вирішення цієї наукової задачі створить умови для підвищення ефективності імплантації ІОЛ та якості зору артифакічним оком, а, також, для позбавлення пацієнтів зорового дискомфорту в цілому. Вищевикладене визначило мету і задачі даного дослідження.

Мета та задачі роботи. Мета даного дослідження – комплексне удосконалення інтраокулярних лінз і розробка нової моделі ІОЛ із покращеними оптичними характеристиками (фотичні феномени та сферична аберація), яка має здатність до акомодації, та застосування якої не супроводжується рядом ускладнень, таких як вторинна катаракта, розрідження СТ, відшарування сітківки, дислокація, ірідодонез, збільшення передньої камери ока.

Поставлена мета досягається розв’язанням таких задач:

1) Провести огляд наукових джерел та провести аналіз існуючих технічних рішень для покращення результатів імплантації штучних кришталиків.

2) Обґрунтувати потребу та вибрати інформативні методи дослідження і шляхи удосконалення оптичних, фізіологічних параметрів ІОЛ.

3) Провести симуляційну та експериментальну оцінку міцності гаптичних елементів ІОЛ традиційного дизайну.

4) Розробити засоби зменшення дисфотопсій для підвищення якості зору після імплантації ІОЛ.

5) Вибрати для нанесення на акрилові лінзи біосумісний полімер із потрібними властивостями та оцінити якість нанесеного шару.

6) Виконати розрахунки і на їх основі спроектувати власні моделі ІОЛ із покращеними оптичними характеристиками та здатними попереджати розвиток вторинної катаракти.

7) Методом фокусувань Лінника та методом екранних проекцій провести на оптичній лаві експериментальні дослідження розроблених ІОЛ.

8) Створити на основі проведених розрахунків та результатів моделювання модель ІОЛ, здатну до акомодації. Перевірити функціонування розробленої моделі ІОЛ комп'ютерним моделюванням.

Об’єкт дослідження: Інтраокулярна лінза, що імплантується на місце видаленого нативного кришталика людини при катаракті.

Предмет дослідження: недоліки якості зору після імплантації ІОЛ та вплив ІОЛ на інші структури ока в інтра- та післяопераційному періоді.

Методи дослідження. У дисертаційній роботі для розв'язання поставлених задач використовувалися методи описової анатомії та фізіології ока, моделювання фізіологічних процесів та симуляція фізико-механічного впливу на ІОЛ в середовищах Solidworks 19 SP 5.0 (Dassault Systèmes SolidWorks Corporation, Франція), Comsol Multiphysics (COMSOL Inc., Швеція); фізичні та математичні розрахунки на основі теорії геометричної оптики, теорії енергії формозміни Mises-Hencky, методи аналізу абераційних параметрів ІОЛ з використанням комп’ютерного моделювання у середовищі Zemax 13 SP 4 (Zemax Development Corp., США); програмне забезпечення Aber Lite 1.05 (Україна) для оцінки модульно-передатної функуції (МПФ) інтраокулярної лінзи; розрахунки та моделювання з використанням розробленої установки симуляції дії циліарного м’яза на штучний кришталик. Електронна активація та напилення ПТФЕ на ІОЛ проводилось за допомогою вакуумної установки УВН-74 (ООО «ОКТБ-ТО», Калінінград). При нанесенні на ІОЛ шару ПТФЕ контроль молекулярних потоків полімеру відбувався шляхом вимірювання частоти кварцевого резонатора. Вимірювання товщини шару

ПТФЕ виконувалось чотирьохканальним вимірювачем SQM–242 (Sigma Instruments, Inc., США) із залученням спектрофотометра модель EPP2000 (StellarNet, Inc., США), ВЧ генератора Cesar 0403 (Dressler AE. Inc., США), вакуумметра модель CMR365 (Pfeiffer vacuum GmbH, Австрія). Перед розрізанням ІОЛ з напиленням мікротомом - кріостатом CM 1100 (Leica Biosystems, GmbH, Німеччина) проводилась загальна оцінка поверхні спостереженням на мікроскопі BX41 (Olympus Iberia, slr., Іспанія). В подальшому зрізи досліджувалися на лазерному конфокальному скануючому мікроскопі LSM 510 META (Carl Zeiss AG, Німеччина). Морфологія напиленого шару ПТФЕ досліджувалася зондовим атомно-силовим мікроскопом IIIa Dimension 3000^{TM} (NanoScope Technologies, Inc., США). Оптична якість зображення, отриманого лінзою з ПТФЕ, оцінювалась на модифікованій оптичній лаві ФОС-115 (Главучтехпром, РФСР) з наступною фотореєстрацією. Експериментальна оцінка розробленої моделі ІОЛ з вимірюванням поздовжньої сферичної аберації проводилось методом візуальних фокусувань Лінника на оптичній лаві ОСК-2цл (ГОМЗ, Санкт-Петербург) з допомогою відлікового мікроскопа. Статистична обробка отриманих даних проведена з використанням програмного пакету SPSS statistics 17.0 (International Business Machines Corp., США) із розрахунком критерію Стюдента. Відмінності результатів вважалися вірогідними при $P < 0,05$.

Наукова новизна отриманих результатів:

1. Вперше проведене нанесення політетрафторетилену на ІОЛ і встановлено, що напилений на оптичні поверхні ІОЛ шар покращує її експлуатаційні характеристики та суттєво зменшує поздовжню сферичну аберацію.

2. Вперше доведено, що нанесений шар ПТФЕ, в комплексі з віддаленням лінзи від райдужки зменшує Френелівське відбиття, дисфотопсію та інші фотичні ефекти.

3. Моделюванням в середовищі SolidWorks вперше виявлені зони напруги гаптичних елементів традиційних моделей ІОЛ та локалізовані ділянки їх механічної

деструкції.

4. Вперше запропоновано виконання по кільцевій периферії ІОЛ технологічної канавки, що створює пастку та бар'єр для міграції клітин А-КАК і Е-КАК і експериментально доведена ефективність такого рішення.

5. Вперше розроблена об'ємозамінна модель ІОЛ із елементами, здатними до пружної деформації під дією циліарних м'язів, що забезпечує осьове зміщення оптичної частини на відстань до 1,4 мм для акомодації, підтверджене моделюванням в середовищах Comsol Multiphysics та SolidWorks.

Практична цінність роботи отриманих результатів:

1. Розроблений пристрій з регульованим навантаженням та змінною частотою впливу дозволяє практично оцінити пружні та міцностні властивості ІОЛ.

2. Імплантація об'ємозамінних ІОЛ "NVision OP" та "NVision Optics", дасть змогу позбутись таких негативних наслідків, як відшарування сітківки, іридодонез, збільшення передньої камери ока та нерівномірний натяг КМК і навантаження на цинові зв'язки. Завдяки тому, що оптика ІОЛ максимально віддалена від зіниці, це зменшує надходження до сітківки стороннього світла і підвищує чіткість, контрастність зору.

3. Спеціальними гаптичними елементами об'ємозамінні лінзи надійно фіксуються в стабільному положенні, що попереджає дислокацію ІОЛ і випадіння її в скловидне тіло при порушенні задньої капсули кришталика.

4. Покриття ІОЛ ПТФЕ зменшує ступінь відбиття, перешкоджає виникненню фотичних феноменів та суттєво усуває поздовжню сферичну аберацію, в порівнянні із лінзами без напилення, завдяки чому формується більш чітке зображення.

5. Міграції епітеліальних клітин і розвитку вторинної катаракти протидіють канавка та гострий край ІОЛ, які захищають оптичну частину і задню стінку КМК від наростання на ній клітин після хірургічного втручання. Цей ефект підсилюється

антиадгезивними властивостями ПТФЕ, які перешкоджають налипанню клітин.

6. За результатами проведених досліджень розрахована, комп'ютерно змодельована, проаналізована та виготовлена нова модель ІОЛ з покращеними властивостями, а також створений інжектор для її імплантації та у випадках необхідності - експлантації.

7. Результати проведених досліджень впроваджені у виробничу практику підприємства з виготовлення ІОЛ об'ємозамінного дизайну, що не містить гаптичних елементів притаманних існуючим інтраокулярним лінзам.

Особистий внесок автора. Здобувач приймав безпосередню участь в проведенні теоретичних та експериментальних досліджень, в аналізі одержаних результатів та формулюванні висновків. Основні теоретичні, розрахункові та експериментальні результати отримані здобувачем самостійно. Спільно з керівником, кандидатом медичних наук, доцентом В.В. Козяром сформована проблема дослідження, сформульовані мета і задачі, вибрані методи дослідження. Наукова ідея дослідження, наукові положення та висновки дисертації, що виносяться на захист, належать автору. Автор приймав основну участь в розробці і патентуванні оригінальних розробок та технічних рішень. Автором виконаний інформаційний пошук, аналіз джерел наукової літератури по досліджуваній проблемі, розрахунки, аналіз результатів дослідження, інтерпретація і порівняння даних. Автор самостійно розробив нову модель ІОЛ "NVision Optics", інжектор для її імплантації та експлантації, пристрій для дослідження пружніх властивостей ІОЛ. Висновки дисертації сформульовані спільно з науковим керівником. Основна частина отриманих результатів доповідалась автором особисто на вітчизняних та міжнародних конференціях.

У роботах, які опубліковані у співавторстві, здобувачеві належить наступне:

1. Проведений огляд та аналіз існуючих на цей час інтраокулярних лінз, матеріалів, основних вимог, що висуваються до інтраокулярних лінз. На основі огляду інформаційних джерел виконаний порівняльний аналіз інтраопераційних та післяопераційних ускладнень.

2. Розроблений пристрій для дослідження пружніх властивостей інтраокулярних лінз, з допомогою якого проведений експеримент по оцінці міцності гаптичних елементів ІОЛ.

3. Розроблено метод та виконані розрахунки покращення оптичних характеристик інтраокулярних лінз, а проведене комп'ютерне моделювання в середовищі Zemax підтвердило правильність розрахунків.

4. Запропоновано технічне рішення попередження розвитку вторинної катаракти в післяопераційному періоді, за допомогою програмних середовищ SolidWorks та Comsol Multiphysics проведена комп'ютерна симуляція руху епітеліальних клітин в КМК.

5. Автором розроблено пристрій для експериментального підтвердження ефективності запропонованого конструктивного рішення попередження міграції епітеліальних клітин та розвитку вторинної катаракти.

6. Розроблено оригінальну об'ємозамінну ІОЛ модель "NVision Optics", проведено її комп'ютерний аналіз та оптичне дослідження.

7. Проведене напилення політетрафторетилену на ІОЛ за допомогою установки вакуумного напилення УВН-74 з наступним дослідженням морфології плівки ПТФЕ за допомогою атомно-силового мікроскопу NanoScope IIIa Dimension 3000^{TM} та конфокального лазерного скануючого мікроскопу Zeiss LSM 510 META.

8. На універсальному проекційному апараті з фотооптичною лавою "ФОС-115" проведене порівняння розмірів фокусних плям ІОЛ без та з шаром ПТФЕ.

9. На оптичній лаві ОСК-2цл, за допомогою відлікового мікроскопа методом візуальних фокусувань Лінника встановлено суттєве зменшення поздовжньої сферичної аберації ІОЛ запропонованої конструкції з напиленим політетрафторетиленом.

10. Проведено статистичну обробку результатів дослідження з використанням ліцензійного середовища SPSS Statistics.

11. За допомогою програмних середовищ Comsol Multiphysics та SolidWorks досліджена та доведена акомодаційна здатність запропонованої інтраокулярної лінзи “NVision Optics”.

12. Розроблено інжектор для імплантації та експлантації інтраокулярних лінз.

Апробація результатів дисертаційної роботи. Основні наукові і практичні результати роботи доповідалися і обговорювалися на 8-и міжнародних науково-технічних конференціях:

1. Monografia pokonferencyjna "Science, Research, Development № 12". Belgrade (Serbia), Poland, (2018);
2. V Міжнародна науково-практична конференція «Медицина, фармація, здоров’я – 2019» м. Київ; м. Карлові Вари (22 лютого 2019);
3. Філософські засади креатосфери у контексті творчості: Міжн. конф., Київ, (30 травня 2019);
4. Інформаційні системи та технології в медицині» (ІСМ–2020), Харків, (26-27 листопада 2020);
5. II International Scientific and Practical Conference «SCIENTIFIC PRACTICE: MODERN AND CLASSICAL RESEARCH METHODS», Boston, USA, (October 15, 2021);
6. Інформаційні системи та технології в медицині» (ІСМ–2021), (25–26 листопда 2021).

7. MODERN TECHNOLOGIES OF BIOMEDICAL ENGINEERING, Odesa, Ukraine, (May 25-27, 2022).
8. XIII International Scientific and Practical Conference "MODERN DIRECTIONS OF SCIENTIFIC RESEARCH DEVELOPMENT". Chicago, USA, (June 15-17, 2022).

Публікації. Всього за матеріалами дисертації опубліковано 22 роботи, в тому числі 6 статтей у фахових наукових виданнях України, що входять до міжнародних науковометричних баз, 1 стаття в іноземному фаховому виданні, що входить до бази даних Scopus, 7 патентів України на корисну модель та 8 тез доповідей на міжнародних науково-практичних конференціях.

Структура та об'єм дисертації. Дисертація складається зі вступу, 4 розділів, висновків, списку використаної літератури та 4 додатків. Повний об’єм дисертації 213 сторінок, з об’ємом основного тексту 158 сторінки. Дисертація містить 97 рисунків, список використаних джерел із 215 посилань на 28 сторінках.

РОЗДІЛ 1: АНАЛІТИЧНИЙ ОГЛЯД ЛІТЕРАТУРИ

1.1. Прогресування катаракти та її хірургічне лікування

Вважається, що вивчення катаракти було розпочате Гіппократом, адже саме він дав назву захворюванню. З грецького (від лат. cataracta) це слово перекладається як «водоспад» — офтальмологічне захворювання, пов'язане з помутнінням кришталика ока, що викликає різні ступені розладу зору. Відповідно до думки деяких вчених, першим, хто описав кришталик, був Арістотель, який вважав його скупченням слизу [11].

У структурі патології органу зору, перше місце займає вікова катаракта, яка виявляється практично у кожного другого пацієнта віком більше 60-ти років. Це поліетіологічне захворювання, яке залежить від статі, віку, шкідливих звичок, супутніх захворювань та впливу високих доз ультрафіолета (УФ) і хімічних речовин. При цьому катаракту діагностують в 2 рази частіше у жінок, ніж у чоловіків [12].

Вивчення динаміки структури поширеності офтальмологічних захворювань в Україні за 10 років показало підвищення питомої ваги катаракти з 14,7% до 15,9% [13]. Третина осіб від загальної кількості пацієнтів, що госпіталізуються в очні стаціонари - хворі з катарактою [14]. Поширеність катаракти в Україні за критерієм звернення становить від 980 до 1200 на 100 тис. населення [15, 16, 17].

Єдиним методом боротьби з цим захворюванням є хірургічне втручання з послідуючим видаленням вмістимого кришталика при використанні факоемульсифікації (ФЕ), через малий, самогерметизуючий, тунельний розріз з імплантацією еластичної, а в окремих випадках, і жорсткої інтраокулярної лінзи (ІОЛ) внутрішньокапсульно [18, 19, 20, 21, 22]. В теперішній час екстракція катаракти є однією з найбільш часто виконуваних офтальмологічних операцій в світі. В багатьох роботах показано, що хірургічне лікування цієї патології збільшує не

тільки величину очікуваної тривалості життя пацієнтів, а й якість їх життя в цілому [20; 23].

Для сучасного світу характерно прискорене старіння населення і збільшення середньої тривалості життя, що викликає ріст поширеності ускладненої катаракти, з чим пов'язана зростаюча потреба в якісному вдосконаленні хірургії катаракти з використанням сучасних інтраокулярних лінз (Kessel L., 2011) [24]. За оцінками Всесвітньої організації охорони здоров'я (ВООЗ), щорічно виконується приблизно 18 мільйонів втручань з видалення катаракти. У найближчій перспективі через демографічний процес старіння населення ця цифра може зрости до 24 мільйонів [25]. Супутні захворювання ускладненої катаракти, зміни клініко-функціональних параметрів ока значно підвищують ризик розвитку операційних і післяопераційних ускладнень, що може значно знизити функціональний результат операції [26]. Ними можуть бути, дислокація лінзи, різного типу оптичні відхилення, розвиток вторинної катаракти та ін. Ці та інші відхилення повинні мати прогнозований характер з метою їх майбутнього попередження. Саме тому, прогнозування є важливим фактором на етапі розробки нових інтраокулярних лінз.

1.2. Розвиток хірургічних методів боротьби з катарактою

Хірургія катаракти відома ще з V століття. В кожного народу була як власна назва, так і методика лікування цієї недуги. Операції, що дали початок сучасним методам видалення катаракти, пов’язують з іменем Жака Давіеля, адже в 1747 р. він виконав першу в світі операцію по екстракції катаракти провансальському ченцю-самітнику в Марселі [27].

На зміну запропонованого методу Ж. Давіеля в 40-і роки XX століття прийшла інтракапсулярна екстракція катаракти, яку модифікував Дж. Ельшніг, а пізніше, удосконалив польський офтальмолог Т. Крвавич. Основним напрямком

удосконалення хірургії катаракти, було зменшення розрізу ока, задля зниження частоти розвитку післяопераційних ускладнень. З огляду на це, розріз для екстракції кришталика був зменшений до 7-8 мм [28]. Варто відмітити, що малим розрізом, вважається розріз, не більше 6,5 мм, який має дві і більше площини, та забезпечує ефект самогерметизації. Виявлено, що величина післяопераційного астигматизму залежить від віддаленості розрізу від лімба [29, 30].

В 1948 р. Н. Рідлі винайшов акрилову лінзу і вже 29 листопада 1949 р. в Лондонському шпиталі Св. Томаса вперше була імплантована ця полімерна лінза. В подальшому розвитку інтраокулярних лінз виділяють п’ять поколінь:

1. 1949-1954 рр. – задньокамерна лінза з органічного скла;

2. 1952-1962 рр. – передньокамерна інтраокулярна лінза;

3. 1953-1973 рр. – інтраокулярна лінза з підтримкою на райдужній оболонці;

4. С 1963 р. – сучасні варіанти передньокамерних інтраокулярних лінз.

5. С 1975 р. – сучасні варіанти задньокамерних інтраокулярних лінз [31].

Крім стандартної методики хірургічного втручання, коли ядро кришталика видаляється повністю, широкого поширення набула методика, яка полягає в механічному дробленні ядра кришталика в передній камері з наступним виведенням його фрагментів. Даний підхід носить назву механічна факофрагментація або факосекція [32].

Сучасна медична практика така, що розріз ока, який складає більш ніж 3 мм, потребує використання шовного матеріалу [33]. У літературі розрізи поділяють на малі та стандартні, що потребують накладення швів з метою герметизації; склеральні тунельні розрізи, для герметизації яких досить одного шва; малі склеральні, корнеосклеральні, тунельні самогерметизуючі не потребують накладання швів [34].

На сьогоднішній день існує один спосіб лікування катаракти – це хірургічне

втручання, яке полягає в заміні нативного помутнілого кришталика на штучний. Серед безлічі різновидів хірургічних операцій найбільшого поширення набула ультразвукова (УЗ) факоемульсифікація (ФЕ), початок якої в 1967 р. поклав Ч.Кельман [31]. Він виконав першу ультразвукову ФЕ з використанням апарата фірми «Cavitron» (США). Даний підхід екстракції катаракти відкрив нову еру в історії катарактальної хірургії і радикально змінив методологію процесу.

Необхідно зазначити, що більшість провідних офтальмологічних клінік перейшли на хірургію катаракти малих розрізів, видаляючи 98% катаракт шляхом ФЕ з імплантацією еластичних моделей ІОЛ [11]. Однією з головних переваг ультразвукової ФЕ, є зниження операційної травми і інвазивності втручання [18, 35, 36, 37]. Використання ФЕ дало змогу скоротити час проведення операції та відмовитись від великих розмірів розрізів ока, натомість замінивши їх проколом. Завдяки цьому попереджається розгерметизація та декомпресія ока, істотно зменшуються випадки експульсивної кровотечі та відшарування судинної оболонки. Екстракцію цілого кришталика було замінено його розрідженням та наступним вимиванням. Це, в свою чергу, дозволило змінити жорсткі стаціонарні умови перебування пацієнта в лікарні на амбулаторні.

Існує велика кількість технік фрагментації ядра. В 1990 р. J.R. Shepeerd описав техніка поділу ядра кришталика на 4-и квадранти [38], що отримала назву «divide and conquer». Відповідно до методики «divide and conquer», ультразвуковим накінечником з кутом зрізу факоголки 30-45° при низьких значеннях вакуума і високої потужності УЗ, в ядрі вирізають дві взаємно перпендикулярні борозни з конфігурацією, що відповідає задній капсулі і глибині 90% від товщини ядра, потім за допомогою шпателя, розташованого паралельно накінечнику факоемульсифікатора, ядро розділяють на частини, створюючи кілька фрагментів ядра, які в подальшому емульсифікуються [39]. Пізніше W.V. Maloney і співавт. описали техніку «crak and flip» фрагментації твердого ядра [40]. В 1993 р. техніку

дроблення ядра «phaco-chop» за допомогою гачка запропонував K. Nagahara [41]. Пізніше була запропонована техніка «stop and chop», при якій спочатку формується борозна в ядрі кришталика, потім ядро механічно ділиться на дві половинки, що виводяться в ділянку капсулорексиса і кожна з яких фрагментується за допомогою «phaco-chope» техніки.

Попри очевидні досягнення в ультразвуковій ФЕ, вона містить всі недоліки, що пов’язані з негативним впливом УЗ на тканини ока, а саме: кавітацію та генерацію теплової енергії [42, 43, 44, 45, 46, 47, 48, 49]. Існуючі наслідки ультразвукової факоемульсифікації стали стимулом до пошуку нових більш енергетично “холодних” методів екстракції катаракти.

З метою зменшення ризику ускладнень і підвищення функціональних результатів, в медичну практику окремих етапів катарактальної хірургії все більше вводять застосування фемтосекундного лазера (ФСЛ) [50]. Вперше, ФСЛ для проведення рогівкових розрізів, капсулотомії і фрагментації ядра кришталика був застосований професором Z. Nagy в 2008 р. в Будапешті [51]. Довжина хвилі інфрачервоного діапазону, при якій працює ФСЛ, складає 1053 нм. Короткі імпульси лазера на протязі 10-15 секунд діють на певну, визначену ділянку тканини без впливу на рогівку, райдужну оболонку, зв'язковий апарат і капсульний мішок кришталика [52, 53, 54, 55, 56, 57, 58].

ФСЛ дозволяє створити центрований капсулорексис круглої форми з достатньою міцністю, який має переваги в порівнянні з капсулорексисом, сформованим мануально [52, 56, 59, 60, 61]. Найчастіше, виконують капсулорексис діаметром від 5 мм до 6 мм. Деякими авторами рекомендується вибирати розмір капсулорексиса в залежності від діаметра оптичної частини ІОЛ, що імплантується [62, 63, 64, 65, 66].

Оптимальний розмір (діаметр) та центральне положення розрізу передньої стінки капсули кришталика, забезпечує максимально точне розміщення лінзи і

рівномірний натяг капсульного мішка (КМ) при імплантації ІОЛ. Маніпуляція автоматизована, лазерна система сама формує розріз, дає можливість досягнути високих показників, при яких хірургу необхідно лише вибрати і задати оптимальні параметри роботи лазера. Відмічено, що з використанням фемтолазера для капсулорексиса величина аберацій ока в післяопераційному періоді, значно нижча, ніж після капсулотомій, виконаних вручну. Використання ФСЛ для фрагментації ядра кришталика полегшує проведення ФЕК до 50% за рахунок зменшення енергії ультразвукового впливу та часу проведення оперативного втручання [58, 67]. Програмне забезпечення ФСЛ пристрою, дозволяє проводити фрагментацію ядра в радіальному напрямку, у виді окружностей заданого діаметра та їх комбінації. На жаль, висока ціна апарата та витратних матеріалів до нього є завадою до його повсякденного використання.

Сьогодні, під впливом технічного прогресу, впроваджується використання лазерної екстракції катаракти (ЛЕК). Цей напрямок являється принципово новим і вже зараз зарекомендував себе, як один із кращих методів екстракції катаракти. Завдячуючи низькочастотним імпульсам, ЛЕК чинить менший вплив на тканини ока, ніж високочастотні коливання ультразвуку [68]. При лазерній екстракції катаракти використовують випромінювання Nd: YAG-лазера з довжиною хвилі 1,44 мкм, частотою 5-30 Гц, енергією імпульсу від 100 до 300 мДж і тривалістю імпульсу до 200 мск.

Незважаючи на широке використання віскоеластиків і різних збалансованих іригаційних розчинів, BSS, BSS-plus і інших, актуальними залишаються проблеми, пов'язані з втратою ендотеліальних клітин [69]. До основних факторів, що призводить до втрати ендотеліальних клітин при ультразвуковій ФЕ, відносять тривалу дію УЗ на інтраокулярні структури [70,71,72], енергетичний вплив і механічну травму фрагментами ядра, контакт ендотелію з кришталиковими масами [73], вплив потоку іригаційної рідини [74], виникнення вільних радикалів [75].

Втрата ендотеліальних клітин, відновлення яких проходить повільно за рахунок гіпертрофії та міграції клітин, призводить до збільшення термінів післяопераційної реабілітації.

Загальна втрата клітин ендотелію рогівки після ЛЕК вдвічі менша, ніж після ультразвукової ФЕК, тонкий процес клітинної репаративної регенерації закінчується на 2 міс. раніше, ніж після ультразвукової факоемульсифікації катаракти (УФЕК) [76]. Переваги ЛЕК, як більш малотравматичної технології, максимально виражені при видаленні катаракт з високою щільністю ядра кришталика і ускладнених катаракт. Відсутність механічного натиску на кришталик вигідно відрізняє технологію ЛЕК від УФЕК, при якій не вдається повною мірою зняти механічне навантаження на зв'язковий апарат кришталика. Тиск на кришталик в процесі мануальної фрагментації ядра може спровокувати розриви ослаблених волокон цинових зв'язок [77].

Ще однією технологією, яка може замінити УФЕК, є Catapulse Med-Logics. Установка працює таким чином, що Catapulse створює в аспіраційній лінії коливання, при якому кришталикова речовина разом з аспіраційними потоками рухаючись до факонакінечника, вдаряється в останній, за рахунок чого відбувається факофрагментація. Перевагою такої технології є відсутність рухомих елементів, що створюють термічний вплив. Завдяки відсутній необхідності охолодження факонакінечника і відсутності іригаційного рукава, розмір рогівкового розрізу при факоемульсифікації за технологією Catapulse, може становити 1,4 мм [78]. Виходячи з вище сказаного, використання системи Catapulse Med-Logics разом з фемтолазерною факофрагментацією є безпечною та надійною методикою факоемульсифікації, що має перспективи розвитку в майбутньому. Запропоновані технології створюють потреби та перспективи в нових моделях інтраокулярних лінз.

1.3. Конструкції, матеріали сучасних ІОЛ та методи їх імплантації

Інтраокулярна лінза може бути призначена для лікування катаракти та корекції аномальної рефракції, відповідно до цього, використовується афакічні та факічні лінзи. Афакічною лінзою є ІОЛ, що імплантуються на місце видаленого нативного кришталика, факічна ж лінза, може бути імплантована без видалення кришталика. В даній роботі розглядаються афакічні штучні кришталики, що призначені для хірургічного усунення катаракти.

Будь-яка ІОЛ складається з двох частин: оптичної, що виконує основну функцію формування зображення та опорної (гаптичної), що забезпечує стабільне розташування в оці. Оптична частина ІОЛ – це лінза діаметром близько 5-6,5 мм. Гаптична частина ІОЛ складається із дужок, вид і форма яких суттєво відрізняються в різних моделях. Загальний розмір ІОЛ (оптика з гаптикою) досягає 13,5 мм. Монолітну конструкцію лінз, оптична частина та гаптика яких виготовлені з одного матеріалу, прийнято називати моноблоком (Рис.1.). Інші ІОЛ виготовляють з двох і більше матеріалів.

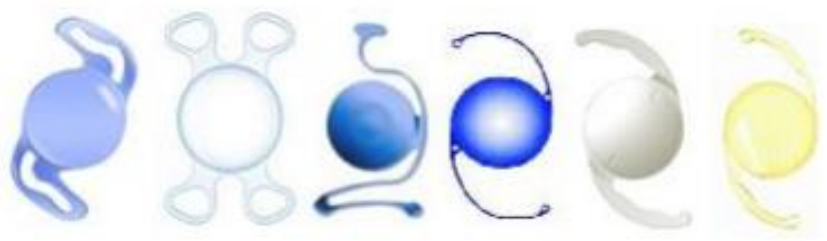


Рис.1. Монолітні інтраокулярні лінзи

Перші ІОЛ виготовлялися із жорсткого матеріалу, вони мали постійну форму і не були достатньою гнучкими. Матеріалом для жорстких ІОЛ слугує поліметилметакрилат (ПММА). Щоб помістити такі ІОЛ в око в процесі операції необхідно було робити великий розріз (більше, ніж 3мм), а після імплантації -

накладати шви. При імплантації таких ІОЛ в оптичній системі людини виникало чимало аберацій різних порядків. Як результат, корекцію зору було важко спрогнозувати у зв'язку із значною операційною травмою. [65,77]

З плином часу і відкриттям нових полімерних матеріалів, сьогодні прийнято використовувати гнучкі ІОЛ. Гнучкі лінзи дають можливість проводити імплантацію за допомогою спеціального інжектора через розріз менше 1,8 мм. Після імплантації лінзи в око, вона самостійно розправляється та приймає стійке положення. Використання інжекторів дозволяє виконувати імплантацію ІОЛ значно швидше, в порівнянні з імплантацією жорстких лінз. Існують три види інжекторів: [79]

- Одноразові;
- Багаторазові, які стерилізуються (титанові);
- Системи Preload (з уже заправленої ІОЛ).

Гнучкі інтраокулярні лінзи виготовляють з еластичних синтетичних полімерів, біологічно сумісних з тканинами ока. Прикладами таких матеріалів можуть служити акрил, силікон, гідрогель та коламер. Розрізи розміром менше, ніж 3 мм, не потребують використання шовного матеріалу, це своєю чергою дає сприяє швидкому післяопераційнму одужанню. [33]

До матеріалу, з якого виготовляється ІОЛ та гаптики, висуваються наступні вимоги:

• біологічна інертність;

• відсутність канцерогенних властивостей;

• хімічна стійкість протягом десятків років;

• стійкість до стерилізації;

• здатність до пластичного формування і механічної обробки;

• висока прозорість;

• відносно високий показник заломлення;

• низька відносна щільність;

• стабільність оптичних характеристик на протязі не менше 50 років;

• спектр пропускання променів повинен бути близьким до спектра пропускання природного кришталика.

Як матеріал для ІОЛ, найбільшим попитом користується акрил, який є біологічно сумісним і має задовільні оптичні характеристики. Акрил може бути гідрофобним та гідрофільним. Гідрофобний акрил був розроблений спеціально для виготовлення ІОЛ і має низький рівень вмісту води та відносно високу прозорість в порівнянні з гідрофільним, що може містити понад 26% води і бути менш прозорим.

По способу заломлення світла ІОЛ можна розділити на такі типи:

- Сферичні — перші інтраокулярні лінзи. Сферичні лінзи вважаються “економкласом” і морально застарілими. Багато клінік відмовилися їх використовувати, тому, що така оптика викликає великі спотворення зору. Сферичні лінзи заломлюють світло в центрі і по краях по-різному. Цей ефект обумовлений тим, що пропускаючи через себе промені світла, сферична лінза переломлює їх під різним кутом, вони не сходяться в одній фокусній точці внаслідок сферичної аберації (СА). З-за цього виникає світлорозсіяння, що знижує чіткість зору і може створити ефект засвіченого зображення. Сферичні аберації, що виникають після імплантації стандартних сферичних ІОЛ, сприяють збільшенню глибини фокусування, але при цьому зменшують якість ретинального зображення [80].

- Асферичні лінзи слід вважати сучасним стандартом ІОЛ. Асферичні штучні кришталики заломлюють світло однаково, незалежно від того, чи падає воно на

центр лінзи або на її край. Встановлено факт, що якість зору після імплантації асферичних ІОЛ вище, ніж при використанні лінз сферичного дизайну

Для часткової компенсації втраченої акомодаційної можливості зараз широко використовуються біфокальні ІОЛ. На даний час існує два основних типи біфокальних ІОЛ, по способу корекції зору: рефракційні і дифракційно-рефракційні.

- Рефракційні — розподіл енергії світлового потоку між фокусами виконується за рахунок радіальної сходинкової залежності заломлюючої сили лінзи. Це досягається або за рахунок різних радіусів кривизни центральної та периферійної частин лінзи, або шляхом відмінності показників заломлення центральної і периферійної ділянок. В лінзі може бути і кілька ділянок з різною заломлюючою силою, що утворюють ряд кільцевих зон. В будь-якому випадку хід променів через всі зони лінзи повністю описується законами геометричної оптики, законами рефракції. Недолік рефракційних біфокальних лінз полягає в тому, що при зменшенні діаметра зіниці, при яскравому освітленні, периферійні ділянки лінзи можуть бути повністю закритими і в цьому випадку біфокальні властивості втрачаються. Для збереження біфокальних властивостей при зменшенні діаметра зіниці необхідна конструкція ІОЛ з великою кількістю кільцевих зон, заломлююча сила яких повторюється через одну.

- Дифракційно-рефракційні — для опису дії яких використовується принцип Гюйгенса-Френеля. Одна з поверхонь ІОЛ є монофокальна заломлююча (гладенька), а на іншу поверхню наноситься дрібно-структурний кільцевий рельєф, зазвичай трикутного профілю вздовж радіального напряму. Цим рельєфом забезпечується дифракційне розподілення світла. Підбором заломлюючої сили (кривизни) гладенької заломлюючої поверхні можна впливати на поздовжнє зміщення дифракційних максимумів, забезпечуючи тим самим необхідну силу заломлення всієї ІОЛ.

По способу корекції зору:

- Монофокальні — здатні відновити зір в одному із діапазонів, а саме на близьку або віддалену відстань, в залежності від потреби пацієнта. Після імплантації таких ІОЛ для зміни зорового діапазону потрібна очкова корекція, в більшості випадків вона застосовується для забезпечення чіткого зору на близькій відстані;
- Мультифокальні (псевдоакомодуючі) ІОЛ дозволяють отримати високу гостроту зору в функціональному близькому діапазоні, на відстані 40 см, та у віддаленому діапазоні. За статистикою, до 80% пацієнтів, яким була імплантована мультифокальна ІОЛ, не користуються окулярами взагалі; [81]
- Акомодуючі — принцип роботи яких полягає в симуляції роботи нативного кришталика ока людини при задії циліарних м'язів, що дає можливість забезпечити відносно високі показники зору на різних дистанціях;
- Зі збільшеною глибиною фокуса (EDOF) — ІОЛ, що проектують широкий діапазон простору в одну фокальну зону на сітківці. Здатні забезпечити зір в діапазонах від 42-45 см до безкінечності без фокальних точок. ІОЛ EDOF дозволяють отримати високу гостроту зору в близькому та віддаленому діапазонах.

За додатковими можливостями корекції:

- Торичні — передбачені для корекції катаракти, ускладненої астигматизмом та забезпечують монофокальний зір. Оптика торичних ІОЛ містить циліндричну поверхню, яка виправляє ефект «кривого дзеркала»;
- Торичні мультифокальні — передбачені для корекції астигматизму та забезпечують зір на близьку та віддалену відстань. З-за того, що рогівка має більшу заломлюючу здатність, вплив рогівкового астигматизму на зір більший, ніж кришталикового. За статистикою лікарів, рогівковий астигматизм зустрічається у пацієнтів значно частіше [82].

Відомо, що практично будь-яке оптичне середовище зменшує вплив УФ. Так,

віконне скло майже повністю затримує середньо- і короткохвильову частину ближнього УФ. З іншого боку, скло добре пропускає довгохвильову частину УФ випромінювання, що становить близько 70% загальної інтенсивності. В ході операційного втручання по видаленню катаракти, разом з кришталиком видаляється природній жовтий фільтр, що протидіє негативному впливу УФ випромінювання на сітківку ока. Задля збереження захисних функцій, протидії розвитку дистрофії, вікових захворювань сітківки, сучасним стандартом є наявність в ІОЛ жовтого фільтра. Його функція — відсікати промені синього спектра і при цьому не порушувати баланс колірного сприйняття. Для забезпечення цих та інших оптичних показників лінза повинна мати стабільне та правильне положення в оці. Розташування ІОЛ в оці забезпечується за допомогою фіксуючих гаптичних елементів, що приєднані до оптики. Гаптичні елементи не завжди попереджують дислокацію лінзи, інколи викликають деформацію капсульного мішка та нерівномірно розподіляють навантаження на цинові зв’язки [8].

Гаптика може бути ангульована, неангульована і торсіонна (Рис.2.):

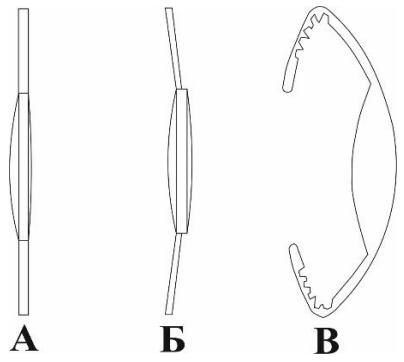


Рис.2. Види нахилу гаптики відносно лінзи

• Неангульована (планарна) гаптика (лінза і гаптика лежать в одній площині, Рис.2, А).

• Ангульована гаптика (розміщується під кутом до площини лінзи, Рис.2, Б).

• Торсіонна (гаптика, яка має пружньо-деформовані властивості, Рис. 2, В)

ІОЛ, матеріал гаптики яких відрізняється від матеріалу оптики (не монолітні), більш схильні до їх відломлення, що призводить до проблем різного типу. Лікарями було не одноразово відмічені випадки відриву опорних елементів лінзи від оптики [8, 83, 84]. Зміна положення ІОЛ трапляється у 0,2-2,8% пацієнтів, знижуючи зорові функції та викликаючи, як оптичні феномени, так і різного типу ускладнення [85].

На сьогоднішньому ринку представлено більше 1500 моделей ІОЛ різного дизайну, які мають, як переваги, так і недоліки [83]. Вибір тієї чи іншої ІОЛ залежить від параметрів ока, особливостей патологічного процесу та запланованого бажаного результату. Стабільність параметрів ІОЛ забезпечує високу якість життя та зору на десятки років.

1.4. Післяопераційні проблеми, пов’язані з імплантацією інтраокулярних лінз

Не дивлячись на те, що останні два десятиліття ознаменувались значними удосконаленнями хірургічного лікування катаракти з імплантацією ІОЛ, зменшенням кількість випадків ранніх та пізніх післяопераційних ускладнень, їх рівень залишається достатньо високим. Частота слабкості зв’язкового апарату кришталика у пацієнтів з катарактою складає від 5% до 15% [86, 87], що може провокувати його розрив. У зв’язку з цим, в післяопераційному періоді ризик дислокації ІОЛ у таких пацієнтів є високим. Зміна положення лінзи трапляється у 0,2-2,8% прооперованих, знижуючи зорові функції та викликаючи, як оптичні феномени, так і різного типу ускладнення [85]. Ризик децентрації та поворота оптичної частини найчастіше трапляється при імплантації асферичних, торичних та мультифокальних ІОЛ [88]. Закономірно, чим більше часу пройшло після оперативного втручання, тим вищий ризок зміщення. У пацієнтів, яким імплантована ІОЛ без фіксації опорних елементів в капсульному мішку, зустрічається розвиток

екзогенної пігментації. В цьому випадку, опорні елементи можуть травмувати відростки циліарного тіла, прикореневу зону радужної оболонки і викликати “розпорошення” пігменту.

Скорочення передньої капсули відбувається практично у всіх пацієнтів після імплантації ІОЛ, особливо активно в перші 3 місяці після операції [89], але більш виражений цей процес у хворих з псевдоексфоліативним синдромом [90]. Значне скорочення передньої капсули призводить до тракційного натягу кришталикових зв'язок, послаблює їх і сприяє розриву. Розвиток вторинної катаракти після операції унаслідок міграції та розмноження залишкових епітеліальних клітин після факоемульсифікації трапляється у 45–78 % пацієнтів [91]. Наростаюче помутніння задньої капсули за рахунок швидкої проліферації епітеліоцитів кришталика, на думку Faisal S. et al. [92], може збільшувати сумарну масу КМ + ІОЛ, підвищуючи тим самим навантаження на зв'язки кришталика.

Досить часто, після імплантації ІОЛ реєструється післяопераційна форма астигматизма, що залежить від методики проведення імплантації лінзи, величини розрізу рогівки, наявності швів та ін. Задля зменшення травматичності ока та полегшення імплантації штучного кришталика, сучасні виробники ІОЛ, виготовляють їх якомога тоншими. З одного боку це протидіє появі значних аберацій в оптичній системі, що виникають за рахунок травматичності рогівки під час операції, також скорочує час післяопераційного одужання, а з іншого, це є фактором ризику розрідження склоподібного тіла і як наслідок, відшарування сітківки. Присутні на сучасному ринку ІОЛ мають товщину 1 і менше міліметра, що дає змогу імплантувати їх через розріз, який не перевищує 1,8 мм. Збільшена передня камера ока, що формується за рахунок невідповідності об’єму штучного кришталика до природнього, підвищує ризик виникнення дисбалансу внутрішньоочного тиску (ВОТ) та тракційний натяг зв’язок КМ. Високий ВОТ також може бути причиною, наприклад, недостатньо вимитого з передньої камери ока спеціального гелю, що

вводиться під час імплантації ІОЛ. Це створює перешкоду для прохідності очних каналів. В той же час, в основі цього ускладнення може бути блокування зіниці через зсув ІОЛ в напрямку райдужки.

В тонких лінзах (менше ніж 1 мм), для забезпечення потрібної діоптрійної сили, використовують матеріали з високим показником заломлення від 1,46 до 1,55 і більше, що відрізняється від показника заломлення нативного кришталика, який в товщі поступово змінюється від 1,406 в центрі до 1,386 на периферії. Різка зміна показників заломлення, ІОЛ - водяниста волога (1,33), провокує виникнення негативних фотичних ефектів, блукаючу скотому, глер, гало та Френелівське відбиття, що призводять до втрати правильної передачі контрасту та “ефекту дзеркала”, який помітний оточуючим.

1.5 Висновки до розділу 1

Вікова катаракта є основною причиною сліпоти в усьому світі. Сьогодні методом лікування катаракти є хірургічне втручання з факоемульсифікацією змутнілого кришталика і імплантацією на його місце ІОЛ. Не дивлячись на значний прогрес в методах катарактальної хірургії та технічний прорив в створенні ІОЛ, розвиток інтра- та післяопераційних ускладнень є присутніми. Велика частка ускладнень пов'язана із недоліками конструкції ІОЛ, адже вона відіграє ключову роль в отриманні якісного зображення. Дислокація лінзи, відломлення гаптик, різного типу оптичні відхилення, розвиток вторинної катаракти, тремтіння райдужної оболонки, збільшена глибина передньої камери, дисбаланс внутрішньоочного тиску, розрідження скловидного тіла, відшарування сітківки, випадіння лінзи в скловидне тіло та ін., викликаються недосконалостями дизайну ІОЛ. Правильна форма, об’єм та матеріал ІОЛ і гаптики, повинні відповідати існуючим високим вимогам. Отже, розробка нової ІОЛ, яка б мала покращені оптичні показники та меншу ймовірність появи ускладнень, є актуальною задачею.

РОЗДІЛ 2: ШЛЯХИ УДОСКОНАЛЕННЯ ІНТРАОКУЛЯРНИХ ЛІНЗ

2.1. Дослідження гаптики існуючих інтраокулярних лінз

Дизайн оптичної частини ІОЛ та її гаптики має важливе значення для правильного розташування інтраокулярної лінзи в оці та отримання якісного зображення. На сьогоднішній день констукторами різних моделей ведуться дискусії, яка кількість гаптичних елементів необхідна для забезпечення стабільного положення ІОЛ. За своїм дизайном лінза не повинна створювати надмірний тиск на цинові зв'язки та бути важкою, а саме перевищувати масу нативного кришталика дорослої людини, яка сягає 200 мг [93].

Ангульовані гаптичні елементи, кут яких може варіюватись від 5˚ до 15˚, дозволяє створити потрібний контакт комплекса ІОЛ та КМ, цим самим зменшити ризик виникнення вторинної катаракти. Жодні, представлені на ринку гаптичні елементи ІОЛ, не мають контакту з КМК по всьому колу, на 360˚, а лише точково, площа контакту залежить від їх дизайну та кількості. Точковий контакт таких ІОЛ створює нерівномірний натяг на цинові зв'язки, що може бути причиною її дислокації та випадіння в скловидне тіло.

Спеціалістами також зафіксовані в післяопераційному періоді випадки відриву опорних елементів лінзи від оптики [8, 83, 84], що викликало децентрацію ІОЛ. Загальновизнаними є два шляхи корекції даного ускладнення: підшивання дислокованої задньокамерної інтраокулярної лінзи до оболонок очного яблука (райдужки, склери) або заміна її на ІОЛ іншої фіксації, кожен з яких має ряд істотних недоліків [94, 95]. За допомогою УБМ (ультразвукова біометрія) можна діагностувати зміщення ІОЛ в КМК. Виділяють такі типи зміщень (рис.3.):

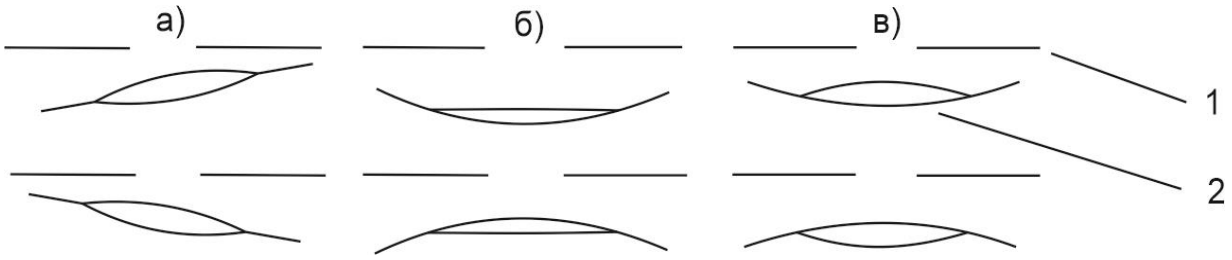


Рис. 3. Види зміщення інтраокулярної лінзи відносно зіниці

1— зіниця; 2 — інтраокулярна лінза

а) нахил; б) прогин; в) зміщення оптичної частини ІОЛ в КМК назад та вперед відносно площини гаптичних елементів.

З плином часу, під дією контракційних сил капсульного мішка і цинових зв'язок, трапляються випадки відломлення гаптик. Симуляція впливу сил, що виникають в оці, на існуючі ІОЛ, дає оцінку міцності конструкції лінзи та доцільності дизайну гаптичних елементів.

Як правило, стандартні ІОЛ мають два гаптичних елемента, що в більшості випадків достатньо для центрації лінзи в оці. Для фізичного моделювання зразка монолітної ІОЛ одного із виробників, використане програмне забезпечення SolidWorks (Рис. 4). Відповідно цієї лінзи, застосовані параметри сировини, що містяться в бібліотеці матеріалів SolidWorks (Рис.5).

Характеристики ІОЛ для моделювання:

Кількість гаптичних елементів – 2 шт.

Відстань між найбільш віддаленими точками гаптичних елементів - 13 мм

Діаметр оптичної частини - 6,5 мм

Матеріал ІОЛ - Поліметилметакрилат (ПММА)

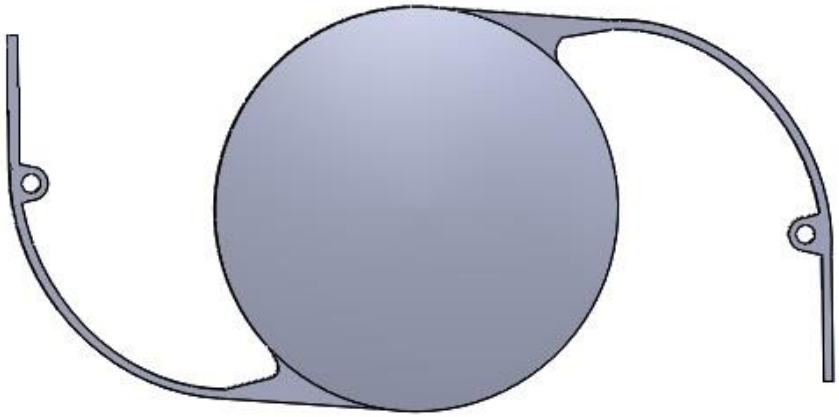


Рис.4. Змодельована існуюча фізична модель ІОЛ

Властивість	Значення	Одиниці вимірювання
Модуль пружності	2770000000	Н/м^2
Коефіцієнт Пуассона	0.3	
Модуль зсуву		Н/м^2
Масова щільність	1190	кг/м^3
Межа міцності при розтягу	61000000	Н/м^2
Межа міцності при зжиманні	105000000	Н/м^2
Межа плинності		Н/м^2
Коефіцієнт теплового розширення		/K
Теплопровідність	0.21	W/(м·K)
Питома теплоємність	1250	J/(кг·K)

Рис.5. Фізико-механічні властивості ПММА згідно бази матеріалів SolidWorks

З використанням влаштованої бібліотеки Simulation було проведене моделювання впливу капсули кришталика та сил цинових зв’язок на гаптику ІОЛ. Обрахована сила, з якою може діяти циліарний м’яз на капсульний мішок кришталика. Якщо прийняти, що ширина кільцеподібного циліарного м'яза дорівнює 2 мм, а його товщина - 1 мм, то поперечний переріз складає 2 мм^2. Сила скорочення циліарного кільця знаходиться в межах від 0.8 до 1.2 Н, в залежності від віку, 15 - 45 років відповідно [96]. Вектор сили спрямований до центра капсули крштaлика і при максимальній акомодаціїї діаметр циліарного кільця зменшується на 0,8 мм.

Результати дослідження моделювання імплантованої ІОЛ без шовної фіксації

показані на (рис. 6-9).

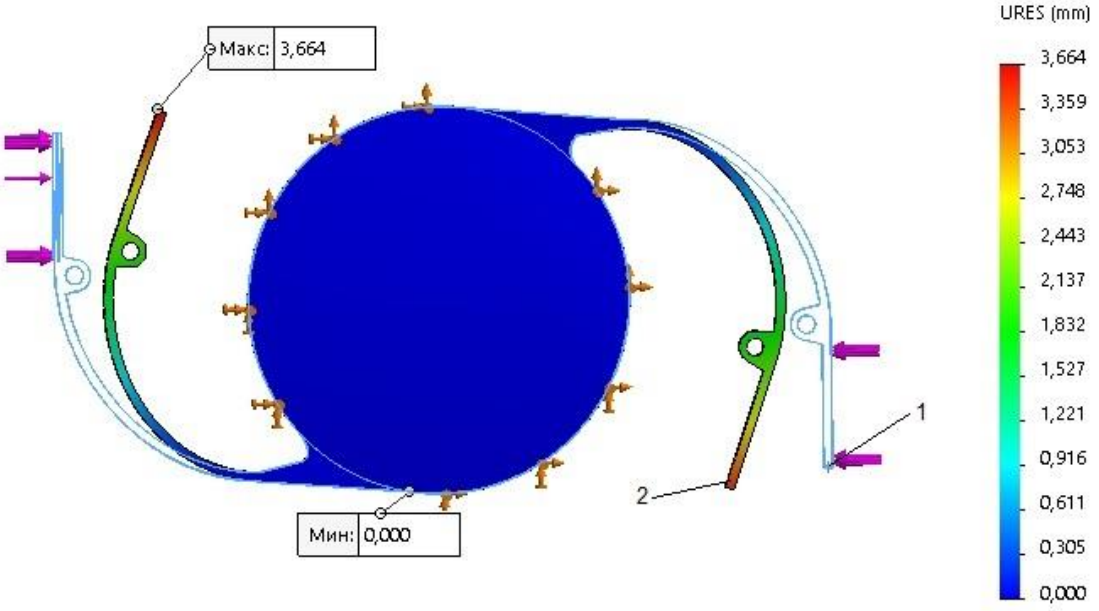


Рис. 6. Переміщення гаптики та ІОЛ під дією розрахованої сили

1— початкове положення ІОЛ; 2— зміщене положення ІОЛ

Результуюче зміщення $URES$ знаходиться, як квадратний корінь із суми квадратів переміщень в трьох координатах:

$$\mathrm{URES} = |\mathrm{U}^{\rightarrow}| = \sqrt{(\mathrm{Ux})^2 + (\mathrm{Uy})^2 + (\mathrm{Uz})^2} \qquad (2.1)$$

Отримане максимальне значення $URES$=3,664 мм.

Максимальне напруження та деформація, які виникають в інтраокулярній лінзі під час дії на неї сил, показані на рис. 7 та 8.

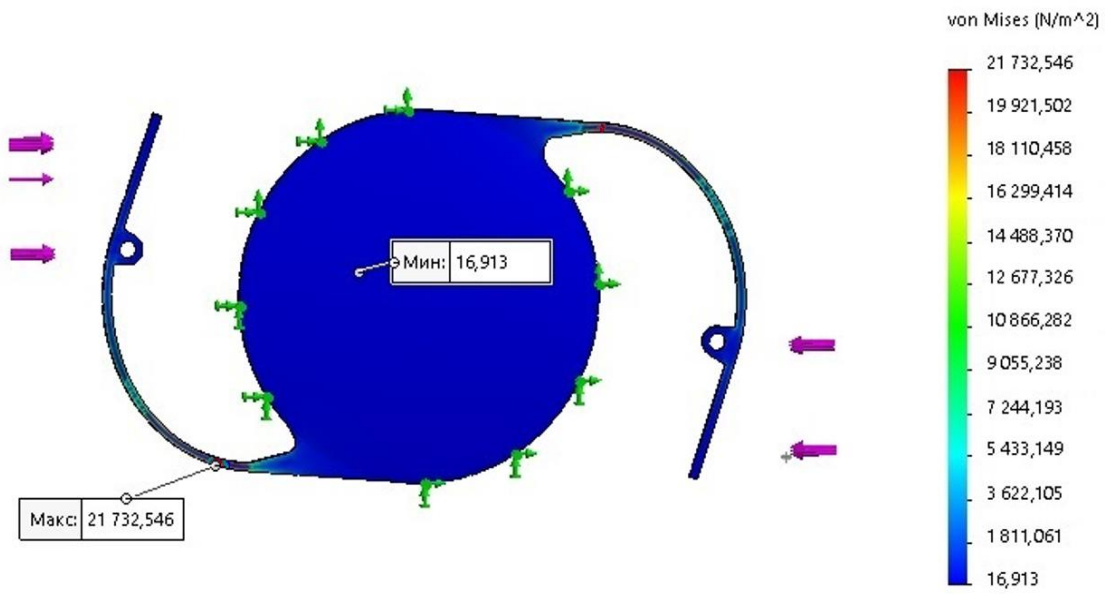


Рис. 7. Напруження в інтраокулярній лінзі

Критерій максимального напруження по von Mises ґрунтується на теорії Mises-Hencky, також відомої як теорія енергії формозміни [97]. Використовуючи обчислені головні напруження σ_1, σ_2, σ_3 напруга по Мізесу розраховується як:

$$\sigma\text{von Mises} = \{[(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_1 - \sigma_3)^2] / 2\}^{(\frac{1}{2})} \quad (2.2)$$

Для конкретного випадку встановлено:

$\sigma\text{von Mises}_{max}$= 21732,546 Н/м^2

$\sigma\text{von Mises}_{min}$= 16,913 Н/м^2

Теорія стверджує, що пластичний матеріал починає пошкоджуватися в місцях, де напруга по Мізесу стає рівною граничній напрузі. У більшості випадків, межа плинності використовується в якості граничного напруження. [97]

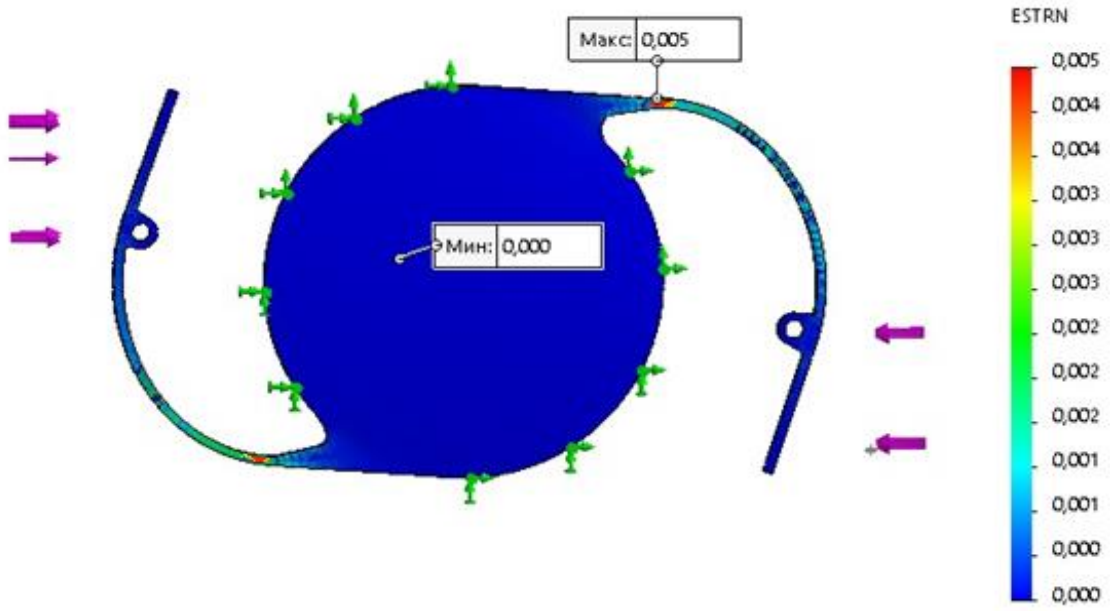


Рис. 8. Деформація в інтраокулярній лінзі

Як видно з проведеного моделювання, найбільші напруження σvon Mises та деформація, величиною ESTRN = 0,005, виникають в місці контакту гаптичних елементів з оптичною частиною.

$$\mathrm{ESTRN} = 2\,[(\varepsilon_1 + \varepsilon_2)/3]^{(1/2)}, \text{ де} \tag{2.3}$$

$$\varepsilon_1 = 0{,}5[[(\mathrm{EPSX} - \varepsilon^*)^2 + (EPSY - \varepsilon^*)^2 + (\mathrm{EPSZ} - \varepsilon^*)^2$$

$$\varepsilon_2 = [(\mathrm{GMXY})^2 + (\mathrm{GMXZ})^2 + (\mathrm{GMYZ})^2] / 4$$

$$\varepsilon^* = (\mathrm{EPSX} + \mathrm{EPSY} + \mathrm{EPSZ}) / 3$$

EPSX - Нормальна деформація по осі X;

EPSY - Нормальна деформація по осі Y;

EPSZ - Нормальна деформація по осі Z;

GMXY — Зсув Y у площині YZ;

GMXZ — Зсув Z у площині YZ;

GMXZ — Зсув Z у площині XZ;

ESTRN - Еквівалентна деформація;

SEDENS - Щільність енергії деформації;

ENERGY - Сумарна енергія деформації;

E1 - Нормальна деформація в першому головному напрямку;

E2 - Нормальна деформація в другому головному напрямку;

E3 - Нормальна деформація в третьому головному напрямку

Для оцінки запасу міцності в цій точці, проведений аналіз (Рис.9).

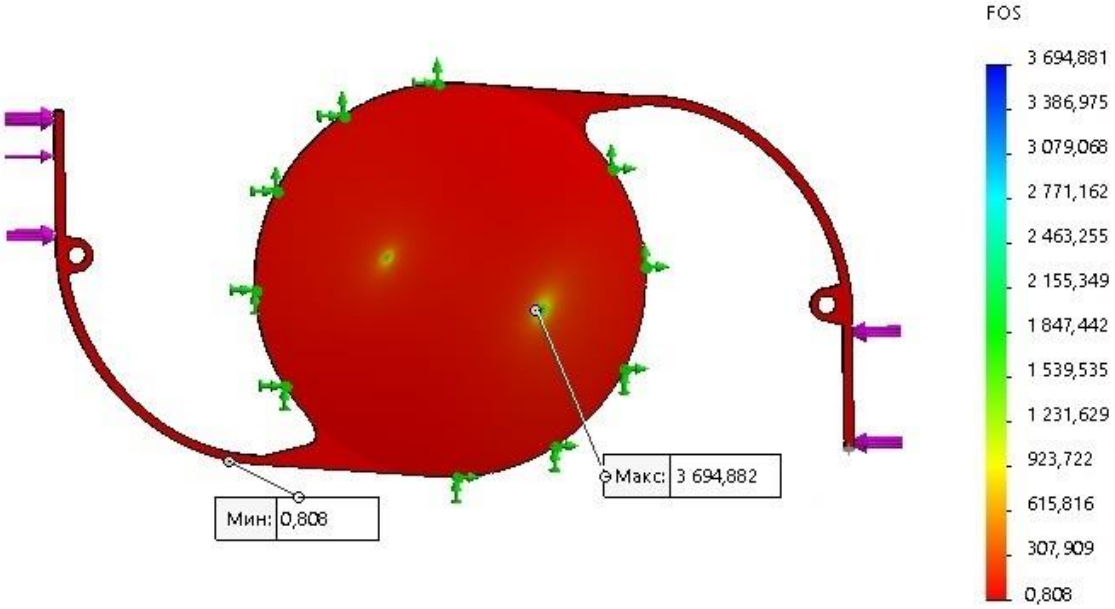


Рис. 9. Запас міцності ІОЛ під дією обрахованої сили

Коефіцієнт розподілення запасу міціності в даному місці підраховується на основі:

$$\text{FOS} = \sigma\text{межа} / \sigma\text{von Mises, звідси} \quad (2.4)$$

FOS = 0,808

При прикладанні сили $7{,}84 \cdot 10^{-3}$ - $11{,}76 \cdot 10^{-3}$ *Н* виникає значна деформація та напруження гаптичних елементів. В цьому місці можливе руйнування матеріалу і, як наслідок, відломлення фіксуючих елементів, що призводить до дислокації всього комплексу ІОЛ та травмування ока.

Для мінімізації зміщення, у більшості ІОЛ передбачена можливість шовної фіксації. Якщо лінза має більше 2-х гаптичних елементів, вона є громіздкою, це, в свою чергу, ускладнює її імплантацію через мінімальний розріз 1,8 - 2 мм. Використання ІОЛ з двома гаптичними елементами для екстракапсулярної фіксації у війковій борозні має таке побічне ускладнення, як захват зіниці, за рахунок того, що велика частина зовнішнього краю лінзи нічим не обмежена, точки приєднання гаптичних елементів до оптики розміщені діаметрально одна від одної [98]. Іншими авторами після шовної фіксації відмічені випадки відломлення гаптичних елементів ІОЛ, що пояснюється постійним натягом нитки (рис.10) [99].

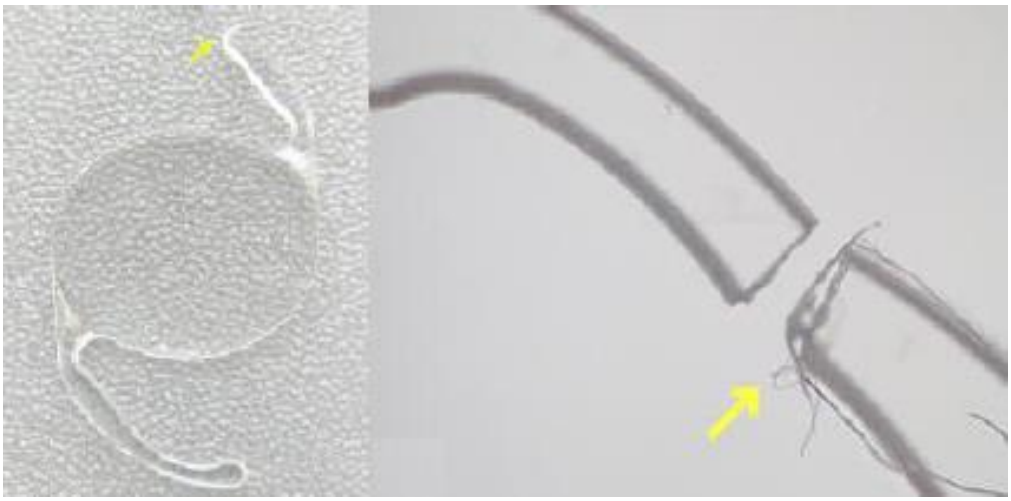


Рис. 10. Відломлена гаптика ІОЛ після шовної фіксації [99]

Більшість ІОЛ оснащені спеціальними елементами - “вушками” з отворами для шовної фіксації, що мають забезпечити стійке положення ІОЛ в оці людини. Проведене моделювання імплантованої ІОЛ з використання шовної склеральної фіксації (Рис. 11-14). Під час симуляції “вушка” гаптик фіксувалися нерухомо, що відтворювало реальні умови.

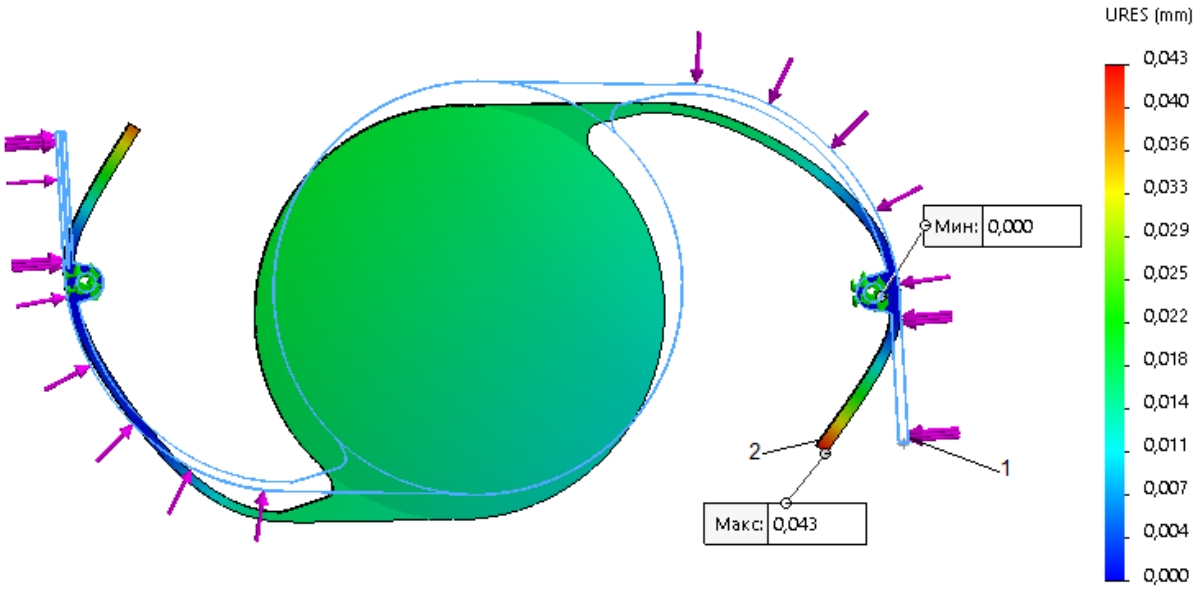


Рис. 11. Переміщення ІОЛ при склеральній фіксації

Згідно проведеного моделювання, результуюче зміщення (URES) становить 0,043 мм. З отриманого значення зміщення, можливо оцінити гнучкість та пластичність матеріалу гаптичних елементів, що у випадку фіксації, мають мінімальне зміщення.

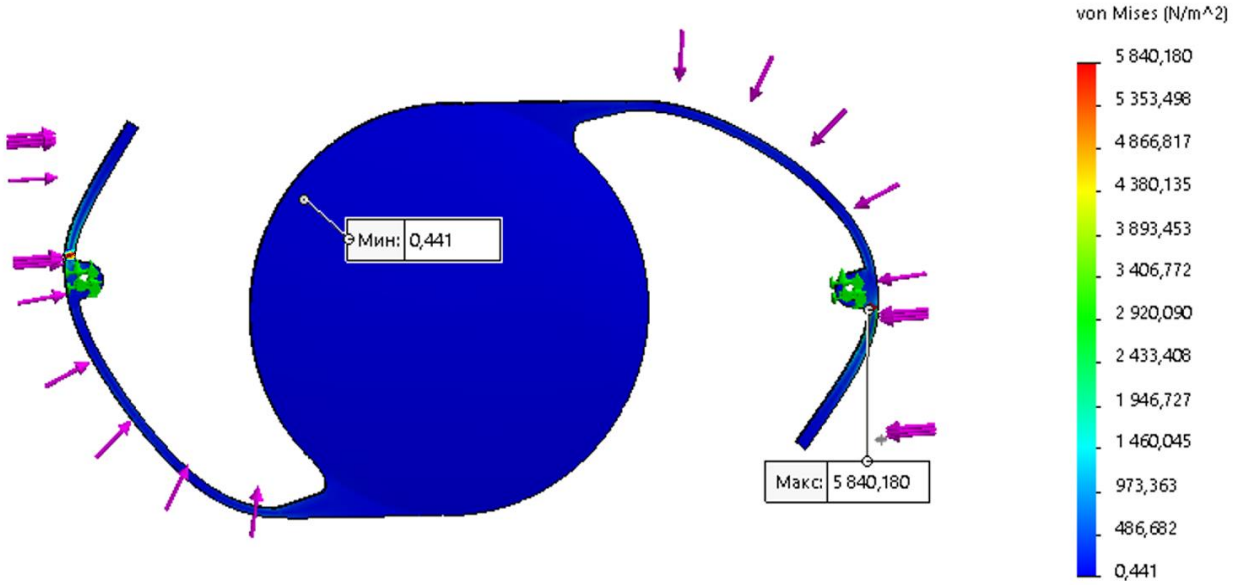


Рис. 12. Напруження ІОЛ при склеральній фіксації

Величина напруження, яке виникає при прикладенні вказаної вище сили, згідно von Mises, дорівнює 5 840,2 $Н/м^2$, що менше, ніж $\sigma_{межа}$, тому FOS = 6,36 Тривалий час напруження в матеріалі, може призвести до спотворення форми гаптик. Приведений аналіз деформації (рис.13.), надає числове значення, згідно якого ESTRN= 0,001. Деформація мінімальна, а тому спотворення матеріалу не спостерігається.

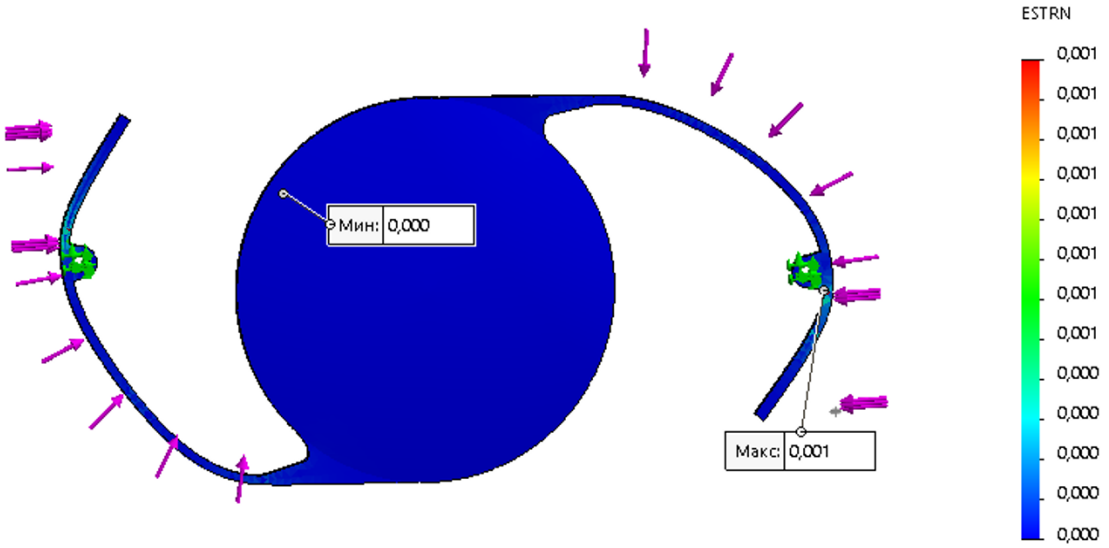


Рис. 13. Деформація ІОЛ при склеральній фіксації

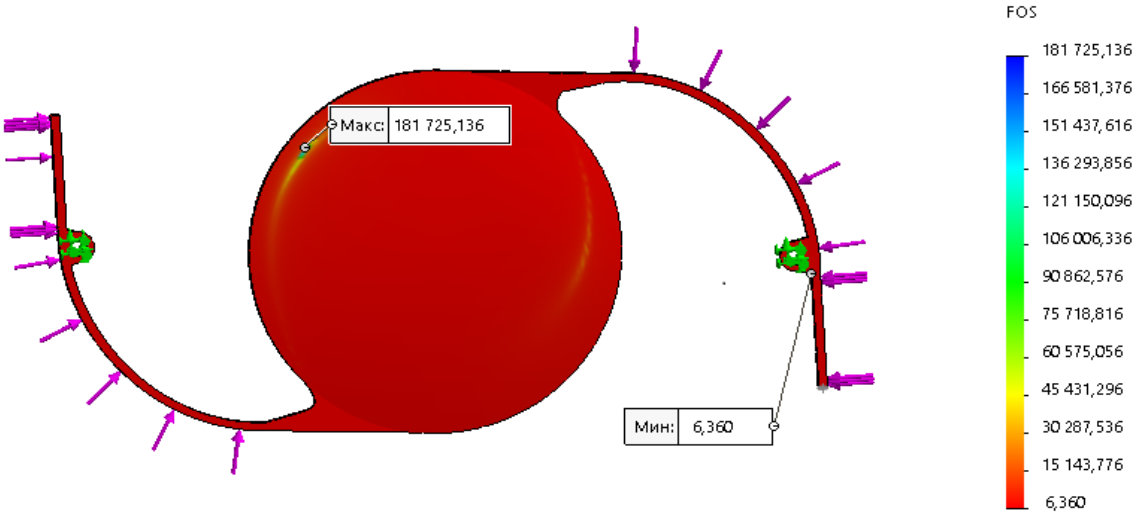


Рис. 14. Запас міцності ІОЛ при склеральній фіксації

В результаті проведеного моделювання встановлено, що найбільш вразливою точкою при шовній склеральній фіксації є місце контакту шовного матеріалу з гаптиками. Але при цьому FOS = 6,360, що вказує на достатній запас міцності, за рахунок шовної фіксації.

При симуляції шовної фіксації ІОЛ, найбільш значне переміщення зазнавали кінці гаптик, при чому сама оптична частина залишалася в більш стабільному стані, ніж в випадку імплантації ІОЛ без шовної фіксації. Не дивлячись на те, що підшивання може супроводжуватися геморагічними і запальними ускладненнями, пов'язаними з травмуванням склери та райдужки, для забезпечення стабільного положення ІОЛ рекомендується використання шовної фіксації. Але в цьому випадку, згідно аналізу, зусилля припалає на місце контакту гаптика-никтка. Крім того, шовний матеріал, який використовується для фіксації інтраокулярних лінз, з часом має тенденцію до руйнування, що може спричинити дислокації ІОЛ в пізньому післяопераційному періоді [100, 101].

На лінзу також діє сила земного тяжіння, яка призводе до її дислокації. Проведений розрахунок даної сили, що створює дислокацію інтраокулярної лінзи.

Так як, інтраокулярна лінза знаходиться в рідині передньої камери, то на неї діє виштовхуюча сила Архімеда F_A , протилежно направлена до сили mg (рис.15).

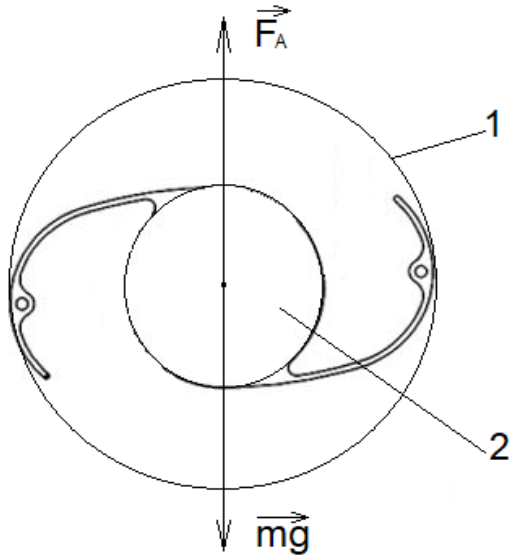


Рис. 15. Дія сил тяжіння та Архімеда на ІОЛ в КМК

1— Капсульний мішок кришталика; 2— Інтраокулярна лінза

$$F_A = \rho_{\text{вологи}} V g, mg = \rho_{\text{іол}} V g, \text{ де} \quad (2.5)$$

$\rho_{\text{вологи}} = 1{,}005\ \text{г/см}^3$

$\rho_{\text{іол}} = 1{,}18\ \text{г/см}^3$

$g = 9{,}81\text{м/с}^2$

Згідно цього, вага ІОЛ знаходиться, як різниця сили тяжіння та сили Архімеда:

$$P = mg - F_A = (\rho_{\text{іол}} - \rho_{\text{вологи}}) V g$$

Згідно літературних даних маса ІОЛ становить $8 - 10$ мг, порівняно із масою кришталика 200 мг [93, 102].

Підставивши, отримали:

$$P = (1180 - 1005) \cdot 1 \cdot 10^{-8} \cdot 9{,}81 = 1{,}71 \cdot 10^{-5} H$$

$$P = 1{,}71 \cdot 10^{-5} H$$

Для того, щоб визначити, на скільки зміститься лінза при дії такої сили, в середовищі SolidWorks було змодельовано вплив цієї сили на ІОЛ (Рис.16).

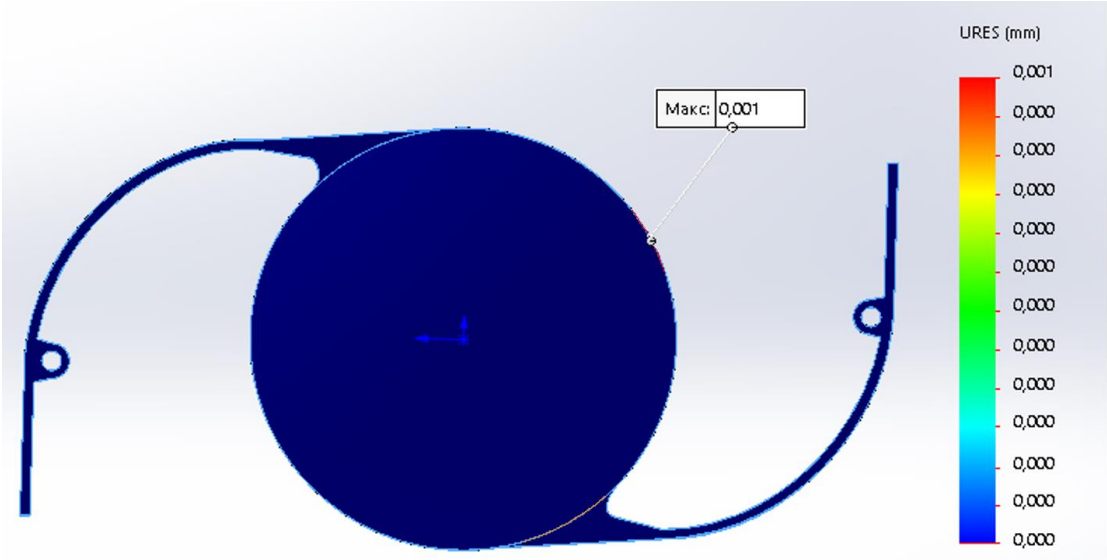


Рис. 16. Переміщення ІОЛ при дії сили земного тяжіння

$URES = 0{,}001$ мм, встановлена негативна пливучість ІОЛ, але цей чинник не здатний, як показало моделювання, суттєво вплинути на положення ІОЛ в КМК.

Результати розрахунків та комп'ютерної симуляції свідчать, що для зменшення ризику зміщення лінзи, вона повинна надійно фіксуватися в оці та мати незначну масу. Додатково проведене дослідження міцності гаптики ІОЛ на спеціально розробленій установці (рис.17), патент UA 141280 U [103].

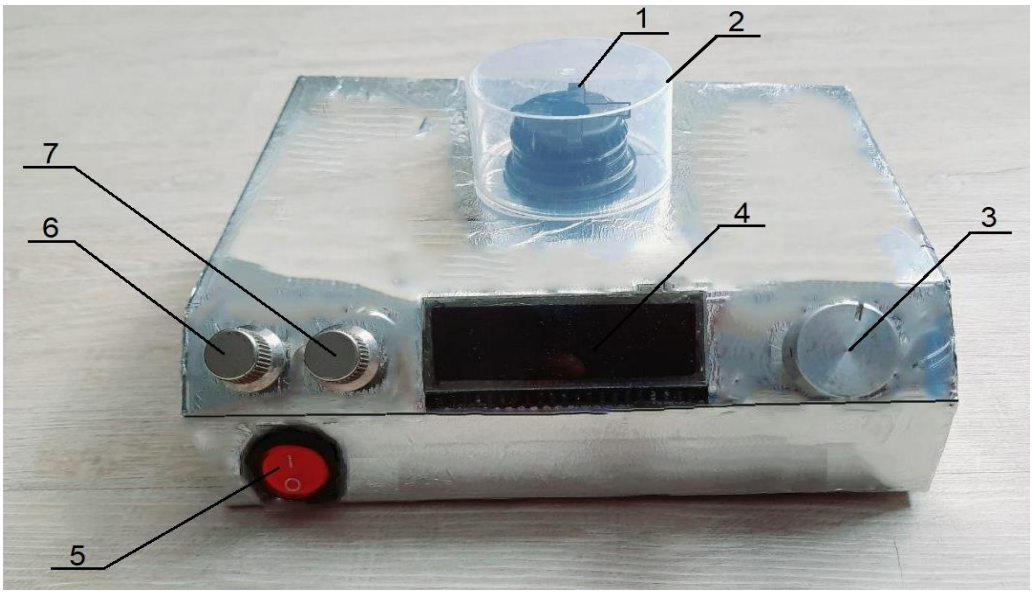


Рис. 17. Пристрій для дослідження пружніх властивостей ІОЛ

Установка містить 4-и затискачі (1), що знаходяться під прозорою захисною кришкою (2); 4-и тензодатчика; регулятор сили стиснення (контроль радіусу) (3); екран (4); кнопку вкл/викл (5); регулятор для встановлення частоти стискань (6); регулятор задання кількість стиснень (7). При проведені експерименту сила стиснення поступово збільшувалася від 0 до $7{,}84 \cdot 10^{-3}$ H. При помітному впливу стиснення спостерігалося незначне горизонтальне зміщення ІОЛ. Можна припустити, якщо б гаптика була ангульованою, то оптична частина рухалась й вертикально, в залежності від кута нахилу фіксуючих елементів ІОЛ. На такому принципі (рух вздовж головної оптичної осі) побудовані деякі акомодуючі інтраокулярні лінзи. При прикладенні сили, значення якої менше $7{,}84 \cdot 10^{-3}$ H, гаптика зберігала свої пружні властивості. При частоті стиснення 1 Гц з силою $7{,}84 \cdot 10^{-3}$ H (Рис.18), в усіх експериментальних моделях відмічено відломлення гаптичного елемента на 1-2 секунді стискання (рис.19).

Рис.18. Екран параметрів установки

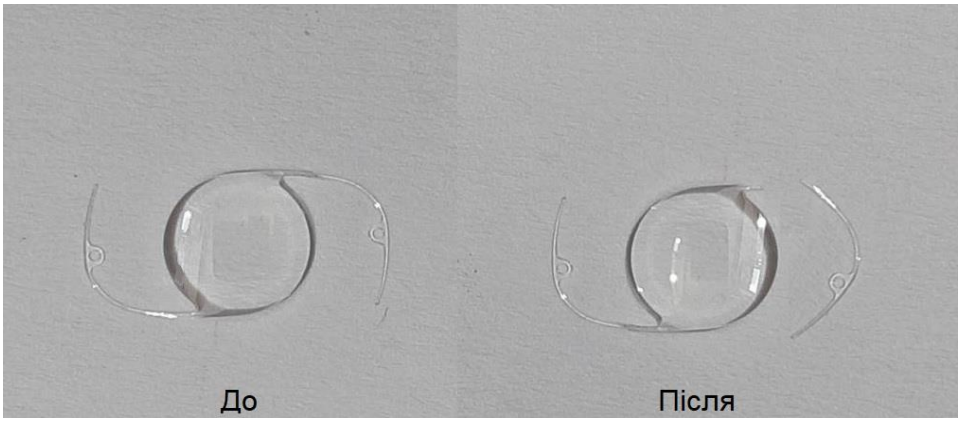


Рис.19. ІОЛ до дослідження пружніх властивостей та після

Діаметр кришталика дорослої людини в середньому сягає $9{,}0 - 10{,}0$ мм. Видалення вмісту кришталика, на місце якого імплантується штучна лінза, збільшує діаметр капсули на $1 - 2$ мм [91] і середній діаметр задньої камери в області війкової борозни становить 11,5 мм. Таким чином, стандартні сучасні штучні кришталики, що імплантуються в задню камеру, впливають на дві діаметрально протилежні зони війкової борозни, що викликає нерівномірну деформацію капсульного мішка, мають схильність до децентрації, зумовлену механічною нестабільністю системи, невідповідністю розмірів імплантата та діаметра війкової борозни.

Згідно інформації інших авторів, [104] та власних результатів моделювання і експериментів, є необхідність створення ІОЛ з гаптикою нового дизайну, яка дозволяє безперешкодно провести імплантацію, забезпечує фізіологічне розташування лінзи та довготривале її функціонування.

2.2. Засоби попередження розвитку вторинної катаракти

Великий вибір ІОЛ дозволяє врахувати при операції індивідуальні потреби кожного пацієнта. Важливо те, що разом з видаленням рідного кришталика також втрачається природній жовтий фільтр і цим самим знижується захист від ультрафіолетового випромінювання, що може викликати прискорену дегенерацію макули. Тому, ІОЛ, яка імплантується, повинна мати не тільки високі оптичні показники, але й захисні властивості [10]. Одними із таких захисних властивостей є попередження розвитку вторинної катаракти.

Розвитку вторинної катаракти сприяє проліферація, міграція і метаплазія залишкових епітеліальних клітин, присутніх в екваторіальній зоні КМК (Е-КЕК), та так званих клітин шарів Адамюка-Ельшнига (А-КЕК), причому молоді пацієнти більш схильні до цього, тому що процес регенерації проходить швидше, і,

відповідно, клітини активніші. Помутніння задньої капсули (ПЗК) у дітей відбувається в 67-93,3% [105, 106, 107, 108, 109, 110].

Існують різні підходи до вирішення проблеми розвитку вторинної катаракти на етапі розробки ІОЛ. Одні винахідники пропонують використовувати різної форми бортики на лінзі, інші – ІОЛ з гострим краєм (рис.20) [111]. Також звертають велику увагу на важливість натягу капсули кришталика, щільність контакту лінзи з КМК (рис.21) [111]. Так, у 1991 р. Hara T. зі співавт. запропонував використовувати силіконове «екваторіальне кільце» для розправлення капсульного мішка після видалення катаракти та профілактики помутніння задньої стінки КМК і децентрації лінзи [112]. Пізніше іншими авторами були запропоновані модифіковані капсульні кільця, тонкі та з відкритим контуром [113, 114].

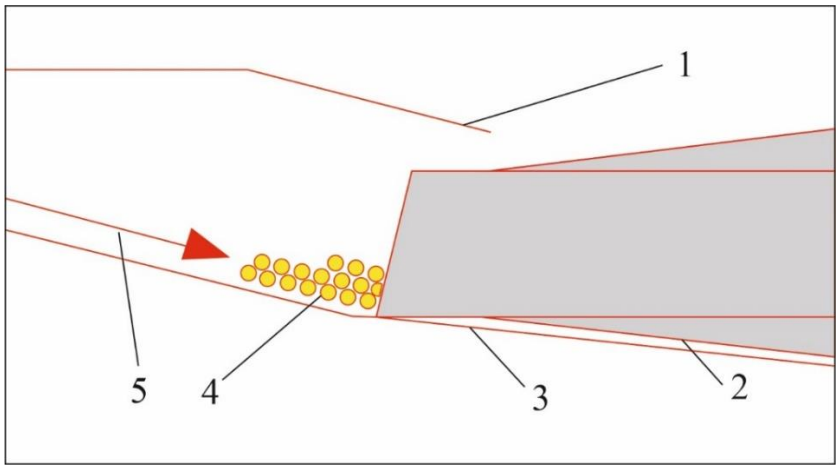


Рис.20. Прилягання ІОЛ з гострим краєм до КМК

1– Залишок передньої стінки КМК; 2–Інтраокулярна лінза; 3–Задня стінка КМК; 4–Епітеліальні клітини; 5–Напрямок руху епітеліальних клітин з екваторіальної зони КМК після ФЕК.

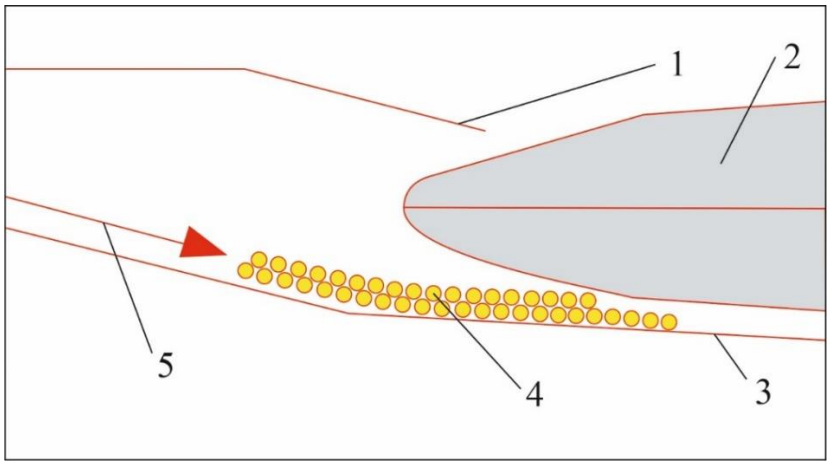


Рис.21. Прилягання ІОЛ із закругленим краєм до КМК

1– Залишок передньої стінки КМК; 2– Інтраокулярна лінза; 3– Задня стінка КМК; 4– Епітеліальні клітини; 5– Напрямок руху епітеліальних клітин з екваторіальної зони КМК після ФЕК.

На сьогоднішній день існує близько 1500 моделей ІОЛ, виготовлених більше, ніж 30 компаніями по всьому світі [115]. Велику кількість операцій, по заміні кришталика на штучний, проводять з використанням лінз виробництва США. ІОЛ, виготовлені в цій країні, добре зарекомендували себе за різними параметрами, і для порівняльного аналізу було обрано одну з них (рис.22), яка має характеристики, наведені в таблиці 2.1.

Рис.22. Досліджувана інтраокулярна лінза виробництва США

Таблиця 2.1. Характеристики досліджуваної ІОЛ

Тип оптики	Передньосиметрична двовипукла асферична
Матеріал оптики	Акрилат/метакрилат сополімер, що поглинає УФ та синє світло
Коефіцієнт заломлення	1,55
Размір оптики (мм)	6,0
Максимальний розмір (мм)	13,0
Конфігурація гаптики	Гаптика STABLEFORCE Modified-L
Кут нахилу гаптик, °	0
Діоптрійний ряд/крок	+6,0 – + 30,0 /0,5 D
Інші властивості	Natural
А-константа	118,7
Виробник	Компанія із США

Статистичні дані показують, що раціонально використовувати ІОЛ із загостреним краєм, тому що він запобігає вторинному помутнінні задньої стінки КМК [30, 31]. Саме такий дизайн використаний в досліджуваній лінзі для захисту задньої стінки капсули від наростання на ній епітеліальних клітин (рис. 23) [111].

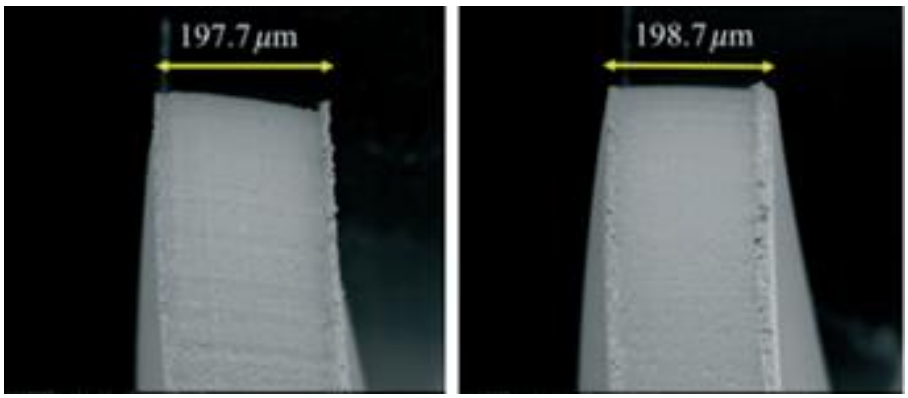


Рис.23. Електронна мікроскопія краю лінз різного дизайну [111]

Моделювання процесу розвитку вторинної катаракти (рис.27), проводилось за допомогою програмного забезпечення COMSOL Multiphysics 5.4. Об’єктом дослідження були дві лінзи, попередньо змодельовані в середовищі SolidWorks 2019, одна з яких зазначена вище, інша - власне технічне рішення, що описане в патенті UA 137306 U “Support OP” [116].

Отримані моделі з SolidWorks 2019 імпортувались в COMSOL Multiphysics 5.4, після чого було використано встановлену бібліотеку Fluid flow. Розміри епітеліальних клітин полігональної або овальної форми знаходились в проміжку від 48 до 142 мкм. Задана швидкість руху епітеліальних клітин становила $1 \cdot 10^{-4}$ м/с. Швидкість руху Е-клітин оцінювалася по кольоровій шкалі, присутній на кожному зображенні моделі.

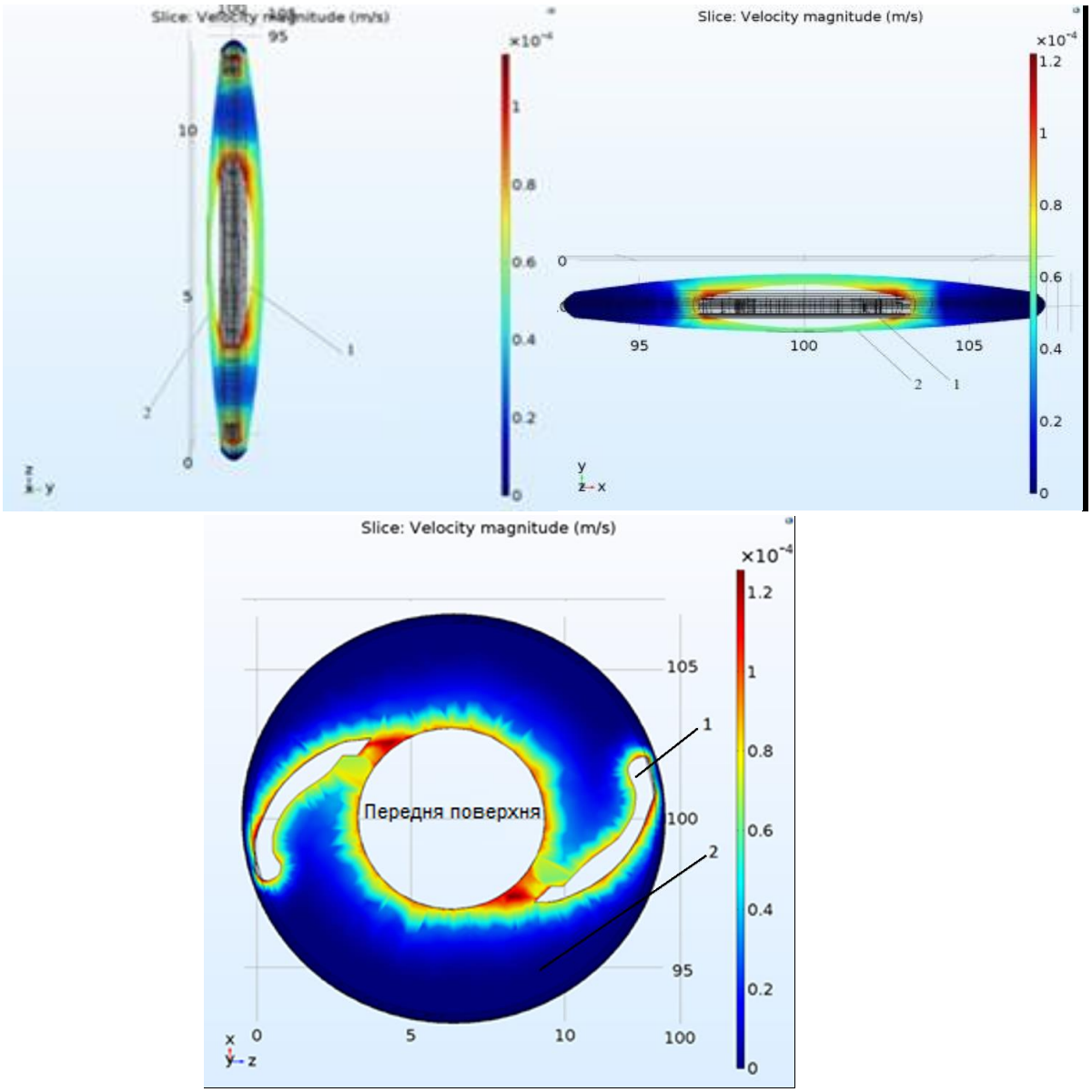


Рис.24. Міграція епітеліальних клітин в КМК з досліджуваною лінзою

1– інтраокулярна лінза; 2– передня поверхня капсульного мішка кришталика

За результатами моделювання в середовищі COMSOL Multiphysics 5.4 (рис. 24), встановлено, що досліджувана лінза, виготовлена з гідрофобного акрилу, не щільно прилягає до задньої стінки капсули і тому недостатньо захищає її від наростання на ній Е-клітин, не зважаючи на загострений край. Причиною цього може бути нульовий кут нахилу гаптики до площини лінзи (не ангульована гаптика) та недостатнє розтягнення капсули. Ряд дослідників показали, що ангульована гаптика краще захищає задню стінку КМК [117, 118]. Згідно моделювання, якщо гаптики не ангульовані, дизайн гострого краю лінзи не дає бажаного ефекту. Також, виходячи з отриманих даних, встановлена можливість наростання епітеліальних клітин росткової зони кришталика на задній стінці капсули та епітеліальних клітин (А-КЕК), що залишились після капсулорексиса, на передній поверхні лінзи, яке може призвести до втрати ІОЛ своєї функції.

Для боротьби із вторинною катарактою запропонована модель ІОЛ BIL (bag in-the-lens) з канавкою (рис. 25) [119], в яку після капсулорексиса розміщаються залишкові краї передньої та задньої капсул.

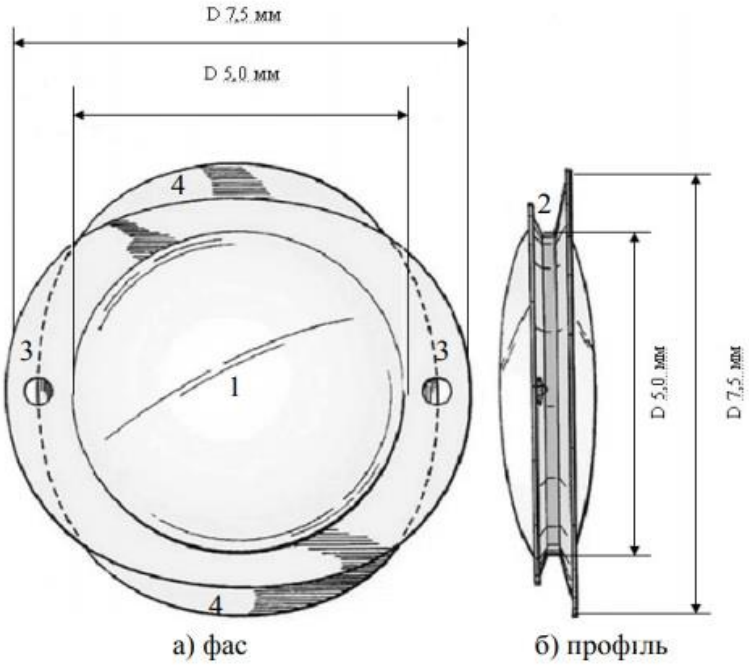


Рис. 25. Схематичне зображення BIL: а) фас-центральна-бі-конвексна оптика (1) круглої форми (d=5 мм), оточена борозною (2), передня овальна гаптика (3), задня овальна гаптика (4), довгі вісі яких розташовані перпендикулярно одна до іншої [119].

ІОЛ BIL виготовлена з гідрофільного акрилу, гнучка та може бути імплантована за допомогою інжектора. Після імплантації цієї лінзі відмічено фіброзування країв капсулорексиса, що може бути обумовлено фібропластичними процесами в КМК та високими регенеративними властивостями екваторіальної зони кришталика [119,120]. Прогресування вторинної катаракти, при такому методі, є лише питанням часу.

З дотриманням керівництва ARRIVE guidelines був поставлений експеримент із комплексом, який включав в себе екстраговану капсулу кришталика свині та розроблену завдяки 3D технології SLA лінзу з матеріала Elastic 50A (Formlabs Inc., USA). Лінза була імплантована в капсульний мішок через розріз 2,8 мм за допомогою інжектора Monarch, картридж “C” (Alcon Lab., USA). За допомогою трубки (3) діаметром 3,5 мм під тиском, який не перевищував розривну міцність капсули

кришталика 5,3 Г/мм^2, подавався водяний розчин барвника, що імітував рух епітеліальних клітин (рис. 26).

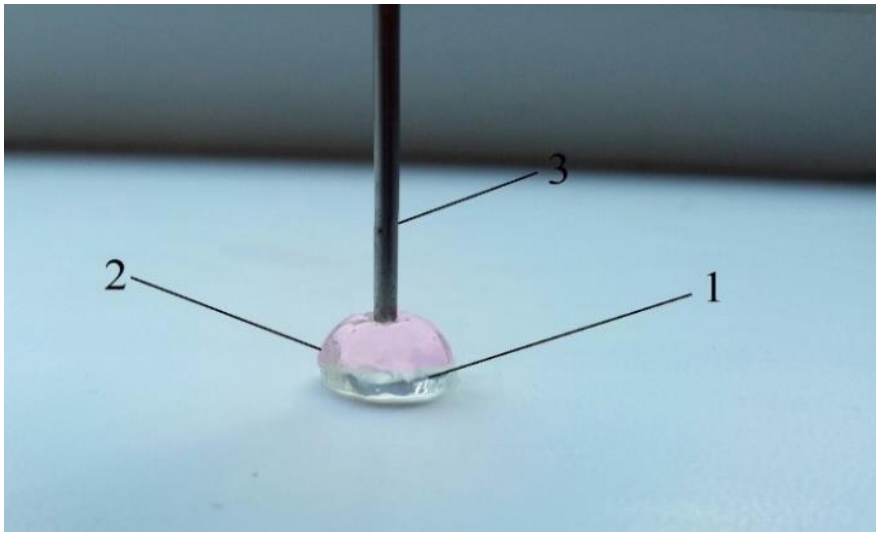


Рис. 26. Лінза "Support OP" імплантована в капсулу кришталика свині, де

1– інтраокулярна лінза; 2– капсульний мішок кришталика свині; 3– трубка для введення розчину барвника

Після завершення подачі розчину барвника, кришталик з імплантованою лінзою 30 хв. знаходився в нерухомому стані. Як видно з рис. 27, барвник потрапив в технологічну канавку (2) лінзи і рівномірно поширився в ній, при чому, не досяг задньої капсули кришталика.

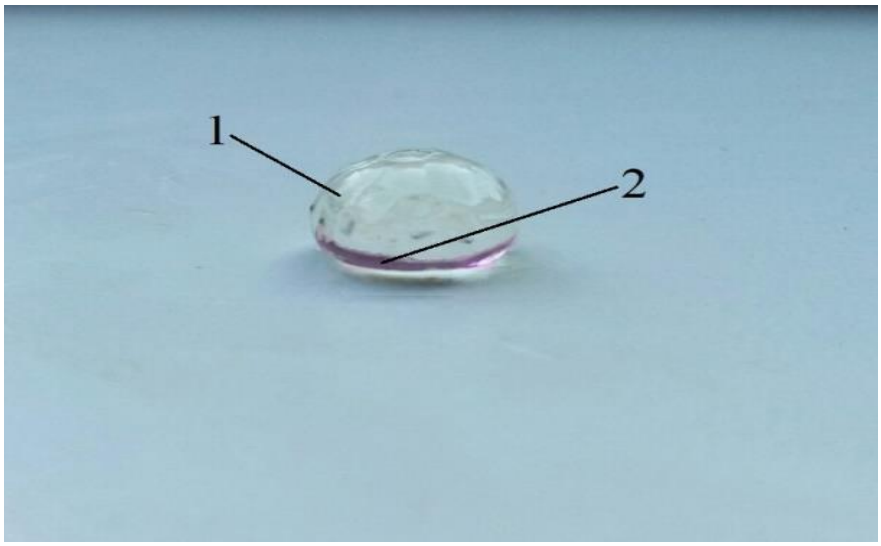


Рис.27. Потрапляння барвника в канавку-пастку інтраокулярної лінзи “Support OP”, де

1– інтраокулярна лінза; 2– технологічна канавка-пастка лінзи “Support OP”

Таким чином перевірялось не тільки функціонування канавки лінзи, а й контакт лінза - капсула в цілому. В даному випадку, як і передбачалось, канавка-пастка та гострий край лінзи повністю виконали свої функції, а саме, не допустили розповсюдження барвника (емітованих Е-клітин) на задню та передню поверхні ІОЛ і стінки КМК.

2.3. Розробка об’ємозамінної інтраокулярної лінзи

Спираючись на отримані в розділі 2.2 данні, були розроблені три варіанти об’ємозамінної ІОЛ, які мають покращені технічні характеристики та відповідають формі і розмірам нативного кришталика (рис.28, 29, 30). Дизайни запропонованих ІОЛ дають змогу створити надійний контакт в комплексі ІОЛ-КМ, а також рівномірно розподілити навантаження на цинові зв’язки. В усіх моделях по краю на задній частині оптики (360˚) міститься бортик під прямим кутом, що забезпечує бар’єр для міграції клітин.

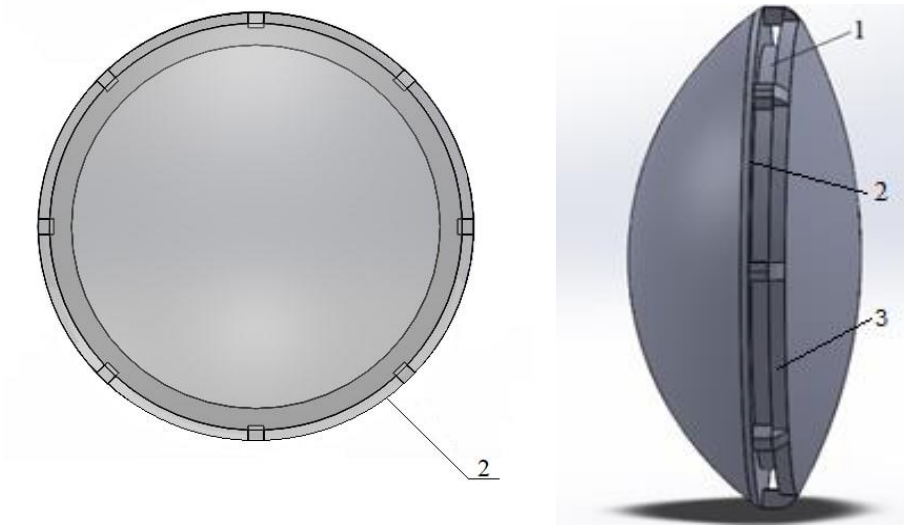


Рис.28 Об'ємозамінна ІОЛ "Support OP" [99]

1– канавка-пастка; 2– гострий край ІОЛ; 3– секторний виріз

Перший варіант "Support OP" гнучкої ІОЛ, мав розміри нативного кришталика. Об'ємозамінна лінза товщиною 5 мм та діаметром 10 мм, масою 188 мг, виготовлена з гідрофобного акрилу, на периферійному краю містила кільцеву (360°) канавку (1) для затримки Е-КЕК у випадку їх міграції в напрямку задньої стінки КМК. Припускалося, що в результаті проліферації Е-клітин, відбувається переміщення їх в канавці по колу, а взаємна адгезія клітин забезпечує їх відносну фіксацію in situ. Щільний контакт із КМК забезпечувався повнооб'ємністю лінзи, а гострий край лінзи (2) зменшував вірогідність проникнення клітин до задньої стінки КМК. Вісім перетинок, орієнтованих паралельно оптичній осі лінзи, перпендикулярних до канавки (1), розбивали її на сектори по 45°. Перетинки, у випадках відсутності задньої капсули, планувалося використати для виконання іридосклеральної фіксації.

Задля зменшення маси та об'єму, запропонована пустотіла ІОЛ наступної моделі "NVision OP" (рис.29).

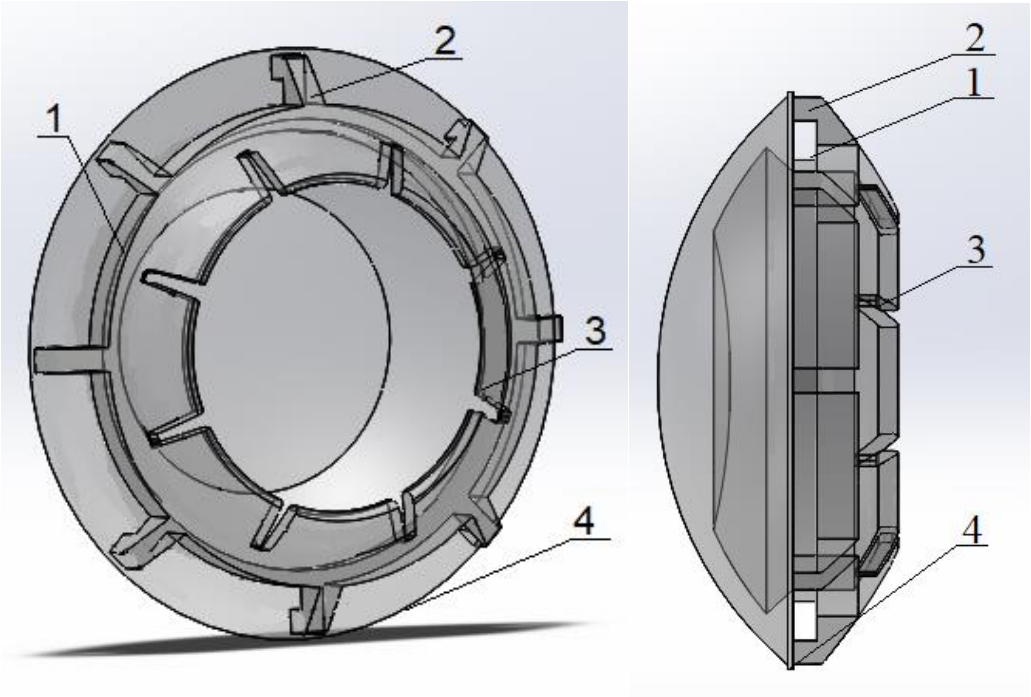


Рис.29 Об'ємозамінна ІОЛ "NVision OP" [100]

1– канавка-пастка; 2– перетинка для шовної фіксації; 3– листоподібні гаптичні елементи; 4 – гострий кут лінзи (бортик).

Інтраокулярна лінза "NVision OP" завдяки пустотілому виконанню мала масу лише 91 мг. Об'єм лінзи дозволяє використовувати інжектори для імплантації, що зменшує час оперативного втручання та скорочує післяопераційний період відновлення. Об'ємозамінна форма лінзи зменшує вірогідність розрідження скловидного тіла, а відтак, і відшарування сітківки. Оптична частина ІОЛ "NVision OP", розташована на відстані не менше 4 мм від райдужної оболонки ока, щоб зменшити вплив оптичних аберацій, відповідно до поліномів Церніке (рис. 30), вищих порядків (3-го і вище) та не викликати появи небажаних фотичних феноменів, попереджати засвічення сітківки і нормалізувати контраст зображення.

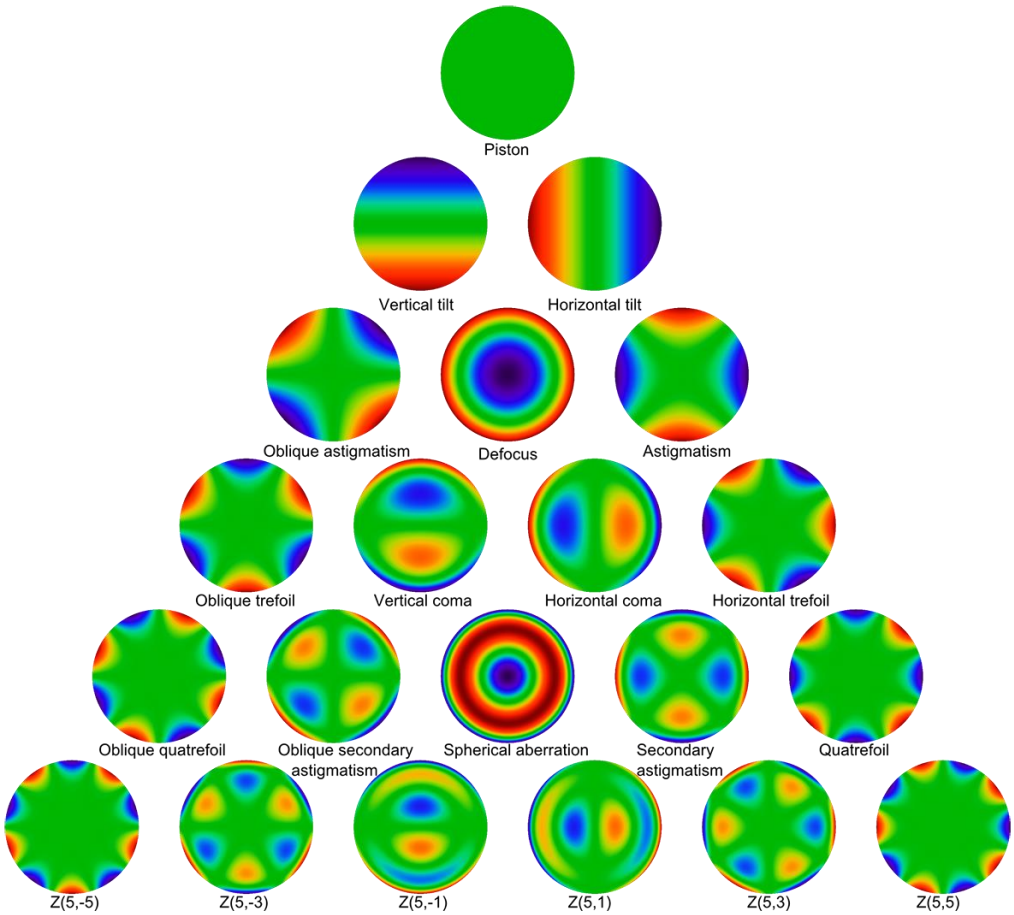
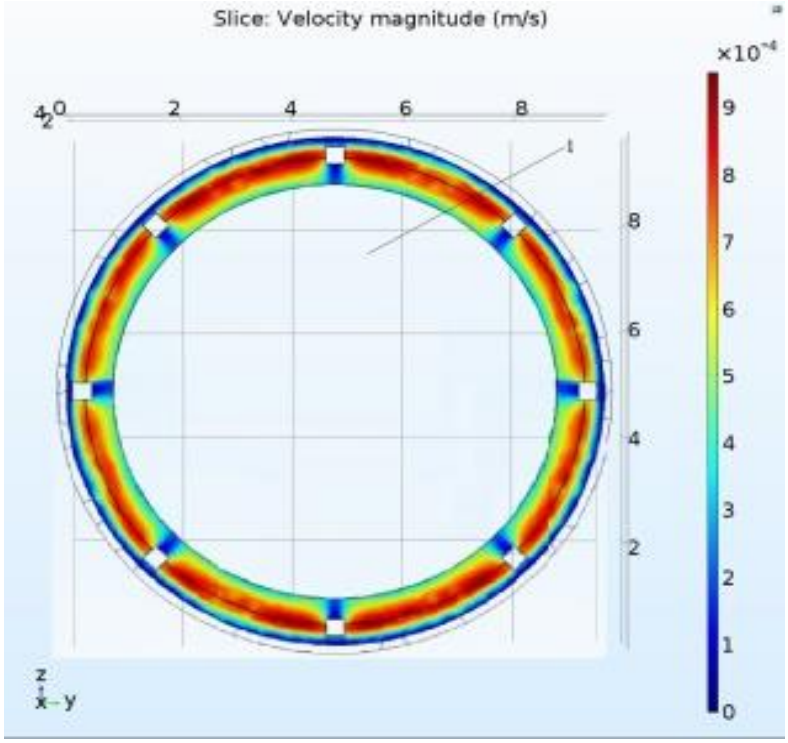


Рис.30. Функції хвильової аберації, розкладені в ряд за поліномами Церніке

Додатково, поверхня лінзи мала певне, оптимальне значення шорсткості для зменшення відбиття світла (дзеркального ефекту). Передбачалося, що функція клиновидних вирізів (3) в передній частині ІОЛ – дренажна та для забезпечення еластичності гаптичних елементів.

Проведене моделювання в середовищі COMSOL Multiphysics 5.4 (рис.31), що імітувало імплантацію ІОЛ в капсульний мішок, дало змогу додатково оцінити функціонування канавки-пастки.



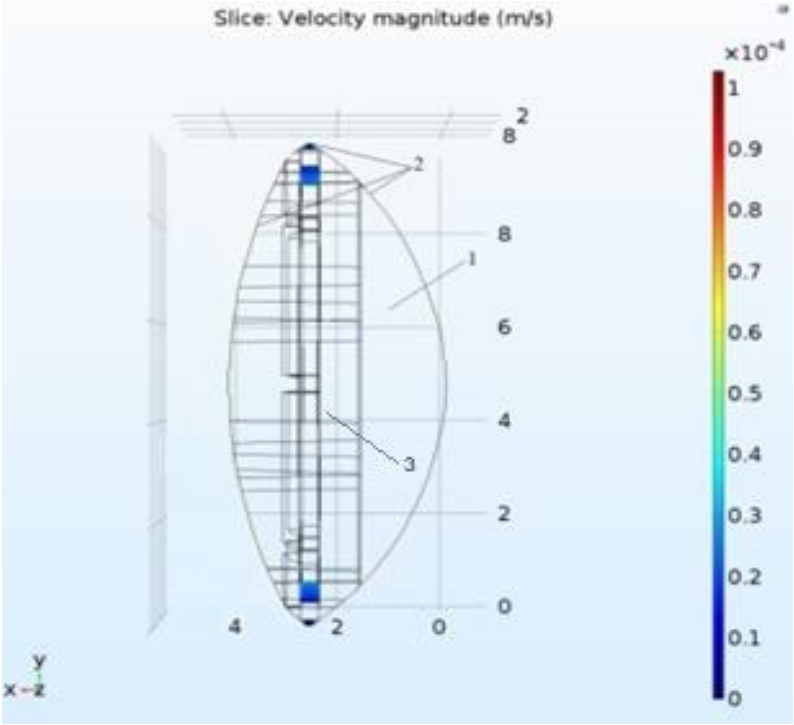


Рис.31. Моделювання руху епітеліальних клітин після імплантації лінзи "Support OP"

1– інтраокулярна лінза; 2– капсульний мішок кришталика; 3– секторний виріз

Як видно з рис.30, переміщення Е-клітин відбувається по колу в канавці лінзи, де вони накопичуються завдяки взаємоадгезії. За такої умови клітини не мігрують до задньої та передньої стінок капсули, що попереджає розвиток вторинної катаракти, і цим самим, дає можливість світлу без перешкод проникати до сітківки. Життєвий цикл епітеліальних клітин в пастці становить один тиждень (деградація і апоптоз), [121], а тому переповнення канавки не відбувається.

Технічне рішення, що застосоване в моделях ІОЛ, “Support OP” та “NVision OP”, а саме канавка, яка виконує роль пастки для Е-КЕК у випадку їх міграції в напрямку задньої стінки КМК, створена таким чином, щоб задіяти природню дренажну систему ока, трабекулярну діафрагму, склеральний венозний синус та колекторні канальці. Водяниста волога, яка виробляється відростками циліарного тіла, вимиває залишкові епітеліальні клітини з канавки ІОЛ. Потім, пройшовши трабекулярну мережу, із-за більш низького тиску венозних судин водяниста волога через Шлемовий канал, відтікає крізь кут передньої камери, де пізніше всмоктується. Додатково, гострий кут, по всій кільцевій периферії лінзи “Support OP”, “NVision OP” та “NVision Optics”, підвищує захист задньої стінки капсули. Важливу роль в протидії розвитку вторинної катаракти відіграє щільність контакту КМК з лінзою. Чим щільніше прилягає капсула до лінзи, тим менша вірогідність її помутніння та ущільнення. Видалення вмісту нативного кришталика, на місце якого імплантується штучна лінза, збільшує діаметр його капсули на 1 мм [88]. Таким чином, сучасні ІОЛ повинні компенсувати збільшення розміру й цим самим забезпечити природній натяг капсули.

Модифікований варіант ІОЛ “NVision Optics”, що включає в себе доопрацьований дизайн попередніх варіантів та відповідає сучасним вимогам, показаний на рис.32.

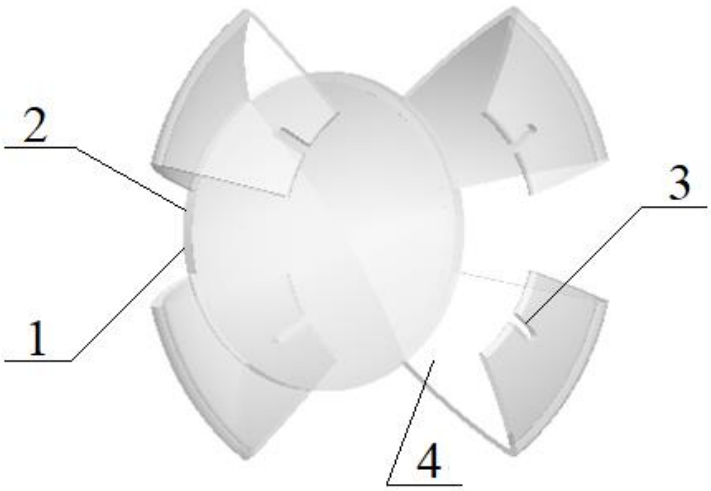


Рис.32 Об'ємозамінна ІОЛ "NVision Optics"

1– гострий край; 2– бортик; 3– маркерні вирізи; 4 – листоподібні гаптичні елементи

Об'ємозамінна акомодуюча ІОЛ "NVision Optics" має масу 12.5 мг, форму та розміри (разом з гаптикою), подібні до природнього кришталика, що забезпечує можливість імплантації через мінімальний розріз у капсульний мішок видаленого кришталика та надійно, фізіологічно її позиціонувати. За рахунок об'ємозамінного дизайну ІОЛ не викликає тремтіння райдужної оболонки (іридодонез), сприяє рівномірному натягу капсульного мішка та розподіленню навантаження на сегменти цинових зв'язок, зменшує вірогідність розрідження скловидного тіла, і, як результат, відшарування сітківки, є акомодуючою та зберігає фізіологічну глибину передньої камери ока. Запропоновані два варіанти реалізації ІОЛ, один із них - з нанесенням оптично активного шару полімеру, інший - без нанесення. В обох випадках оптична частина ІОЛ розташовуються на відстані не менше 4 мм від райдужної оболонки ока. Ультрафіолетовий і синій фільтри, утворені додаванням до матеріалу лінзи хромоформу, захищають сітківку від дегенерації макули, а чистота і відсутність вакуолей в матеріалі, не викликає розсіювання світла. ІОЛ "NVision Optics" створена

з урахуванням особливостей природньої дренажної системи ока. Гострий край лінзи (1) та бортик (2), виконують бар'єрну функцію, протидіючи розвитку вторинної катаракти. У випадку нанесення на лінзу плімеру із гідрофобними властивостями, унеможливлюється адгезія Е-КАК та А-КАК клітин на поверхні оптики, що протидіє розвитку вторинної катаракти. Оптична частина переходить в листоподібні гаптичні елементи (4), які за рахунок свого дизайну, пружних властивостей, створюють об'ємозамінний ефект та забезпечують процес акомодації. На гаптичних елементах передбачені маркерні вирізи (3), які полегшують виконання хірургом потрібних маніпуляцій під час операції. Сировиною ІОЛ "NVision Optics" слугує сополімер гідроксиетилметакрилату та метилметакрилату. Гідратація матеріалу, проводилася в ізотонічному фізіологічному розчині з боратним буфером, pH 7,2 або в аналогічному забуференому фізіологічному розчині.

Проведений розрахунок сили, яка діє на інтраокулярну лінзу NVision Optics, що знаходиться в капсульному мішку:

$$F_A = \rho_{\text{вологи}} V g, mg = \rho_{\text{іол}} V g, \text{ де}$$

$\rho_{\text{вологи}} = 1{,}005\ \text{г/см}^3$

$\rho_{\text{іол}} = 1{,}07\text{г/см}^3$

$g = 9{,}81\text{м/с}^2$

Згідно цього, вага ІОЛ знаходиться, як різниця сили тяжіння та сили Архімеда:

$$P = mg - F_A = (\rho_{\text{іол}} - \rho_{\text{вологи}}) V g$$

Підставивши, отримали:

$$P = (1070 - 1005) \cdot 1{,}12 \cdot 10^{-8} \cdot 9{,}81 = 0{,}714 \cdot 10^{-5} H$$

$$P = 0{,}714 \cdot 10^{-5} H$$

Зміщення лінзи NVision Optics, відбувається донизу з силою $P=0{,}714 \cdot 10^{-5}$ Н

Проведені аналогічні дослідження для лінз Support OP та NVision OP.

Для лінзи Support OP сила зміщення рівна:

$$P = (1070 - 1005) \cdot 1{,}9 \cdot 10^{-8} \cdot 9{,}81 = 1{,}211 \ \cdot 10^{-5} H$$

В той час, коли сила, що зміщує лінзу NVision OP, дорівнює:

$$P = (1070 - 1005) \cdot 1{,}53 \cdot 10^{-8} \cdot 9{,}81 = 0{,}975 \ \cdot 10^{-5} H$$

Отримані значення сили F для 4-х типів ІОЛ, наведені в таблиці 2.2.

Таблиця 2.2. Сила, що діє на ІОЛ в капсулі кришталика при вертикальному положенні пацієнта.

Назва лінзи	Об'єм ($м^3$)	Маса (мг)	Густина ($г/см^3$)	Сила F (Н)	Напрям зміщення
Сучасні ІОЛ	$1 \cdot 10^{-8}$	10	1,18	$1{,}71 \cdot 10^{-5}$	Донизу
Support OP	$1{,}9 \cdot 10^{-8}$	188	1,07	$1{,}211 \cdot 10^{-5}$	Донизу
NVision OP	$1{,}53 \cdot 10^{-8}$	91	1,07	$0{,}975 \cdot 10^{-5}$	Донизу
NVision Optics	$1{,}12 \cdot 10^{-8}$	12,5	1,07	$0{,}714 \cdot 10^{-5}$	Донизу

З цих даних видно, що значення сили Архімеда, яка діє на інтраокулярну лінзу NVision Optics, є наймешим ($0{,}714 \cdot 10^{-4}$ Н), що зумовлено малою масою ІОЛ та низькою густиною матеріалу лінзи. При таких обставинах можливість зміщення ІОЛ внаслідок цього незначна.

2.4. Висновки до розділу 2

1. Гаптики з ПММА [99, 100], мають незначний запас міцності (FOS = 0,808), що встановлено моделюванням в програмному середовищі Solidworks. Руйнування таких гаптик в процесі експлуатації ІОЛ не виключається.

2. При стабілізації ІОЛ шовним матеріалом максимальне навантаження виявляється в точці контакту нитка-гаптика, але високий запас міцності (FOS = 6,36) гарантує надійну фіксацію.

3. На ІОЛ традиційного дизайну діє сила земного тяжіння $P = 1{,}71 \ \cdot 10^{-5} H$, спрямована донизу. Для лінз Support OP, NVision OP, NVision Optics, сили, що діють

на лінзи, дорівнюють $1{,}21 \cdot 10^{-5}$ Н, $0{,}975 \cdot 10^{-5}$ Н та $0{,}714 \cdot 10^{-4}$ Н відповідно і, згідно моделювання. Для того, щоб загроза дислокації була усунена, припускається, що матеріал ІОЛ повинен бути низької густини, а маса ІОЛ не повинна перевищувати 10 мг.

4. Конструктивно, ІОЛ традиційного дизайну не забезпечують необхідного захисту від розвитку вторинної катаракти. Для попередження цього слід використовувати ІОЛ із гострим краєм та кільцевою канавкою-пасткою на периферії лінзи. Експериментально підтверджено, що канавка виконує свою функцію, затримуючи барвник, який відіграє роль епітеліальних клітин.

5. Дизайн розробленої ІОЛ “NVision Optics” зпрямовує міграцію клітин росткової зони кришталика до природніх шляхів дренування внутрішньоочної вологи, як встановлено комп’ютерним моделюванням.

6. Листоподібні гаптичні елементи ІОЛ “NVision Optics” створюють об’ємозамінний ефект, фіксують оптику лінзи на оптимальній відстані від райдужки, забезпечують щільний контакт із КМК та процес акомодації.

РОЗДІЛ 3: ПОЛІПШЕННЯ ОПТИЧНИХ ХАРАКТЕРИСТИК ІНТРАОКУЛЯРНИХ ЛІНЗ

3.1. Зменшення оптичних феноменів інтраокулярної лінзи

Усі ІОЛ, незалежно від параметрів, не лише створюють “ефект дзеркала” (дзеркальне відбиття у вигляді яскравої плями), через який навколишнім здається, що лінза світиться, а й засвічують сітківку, яка досить чутлива. Це є однією з причин втрати контрастності зображення. Артифакія ока ефективно діагностується на основі цього феномену при фокальному освітленні ока людини [123]. Небажані фотичні феномени (світлові явища) називаються дисфотопсією [124]. Виникнення цих оптичних феноменів залежить від таких чинників: шорсткість поверхні лінзи, величина заломлюючої сили матеріалу, із якого виготовлена ІОЛ, форма, гладкість і товщина краю лінзи, місце імплантації ІОЛ в оці, факодонез і децентрація ІОЛ, діаметр апертурної діафрагми (для ока це діаметр зіниці).

За даними [125], після імплантації монофокальних ІОЛ розвиток світлових явищ становить 9 %, після імплантації мультифокальних ІОЛ – 41 %. При збільшенні заломлюючої сили лінзи, частота фотичних феноменів лінійно зростає, що призводить до ще більшої помилки передачі зображення [124].

Виділяють такі фотичні феномени [125, 127, 128]:

- arcs – дуги;
- flare – блиск;
- flashes – спалахи;
- glare (сліпучий блиск) – відчуття сліпучого яскравого світла, зниження стійкості до яскравого світла, бліки;
- 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 [127]. Однією з головних вимог, що висуваються до ІОЛ, є якісна та надійна оптична складова. Тому, перспективним є розрахунок і моделювання оптичних параметрів, які повинна мати сучасна ІОЛ, задля зменшення фотичних феноменів і фонового засвічення сітківки та підвищення якості зображення.

Розрахунок оптичних показників і методики їх покращення проводились на основі формул Снеліуса–Декарта, Френеля. Для оптичного моделювання використовувався функціонал програмного забезпечення Zemax 14, у якому були задані відповідні параметри ІОЛ та ока людини: сагітальна вісь ока 28 мм, довжина хвилі λ = 0,555 мкм. Для розробки фізичної моделі, з усіма попередньо розрахованими оптичними характеристиками, використовувався програмний пакет SolidWorks. Об’єктом дослідження були ІОЛ провідної компанії США, та власне технічне рішення, описане в патенті UA 142801 U.

Відомо, що промінь світла, який падає на межу розподілу середовищ під кутом φ, частково відбивається від цієї межі та частково проходить крізь неї, створюючи відбитий і заломлений промені. Цей ефект отримав назву відбивання Френеля [129, 130]. Розповсюдження променя світла, який падає на плоску границю розділу двох середовищ, можна знайти із закону Снеліуса (Снела) (3.1) [131].

$$\frac{sin\theta_1}{sin\theta_2} = \frac{n_2}{n_1}\text{, де} \qquad (3.1)$$

θ_1 —кут падіння; θ_2— кут заломлення;

n_1 та n_2 — показники заломлення двох середовищ.

У випадку коли $n_1 < n_2$, $\varphi < \varphi_{кр}$ (рис.33, *а*). Якщо кут падіння φ збільшувати, то збільшується й $\varphi_{зл}$, і настає мить, коли заломлений промінь плине вздовж межі розподілу середовищ. У цьому разі кут падіння називають критичним, тобто $\varphi > \varphi_{кр}$,$\varphi_{зл}$=90°, (рис.33, *б*). Коли кут падіння φ більший за критичний, падаючий промінь повністю відбивається у своє ж середовище, заломлений промінь відсутній, світло за межу розподілу середовищ не проникає, при цьому виникає явище повного внутрішнього відбиття (рис. 33, *в*).

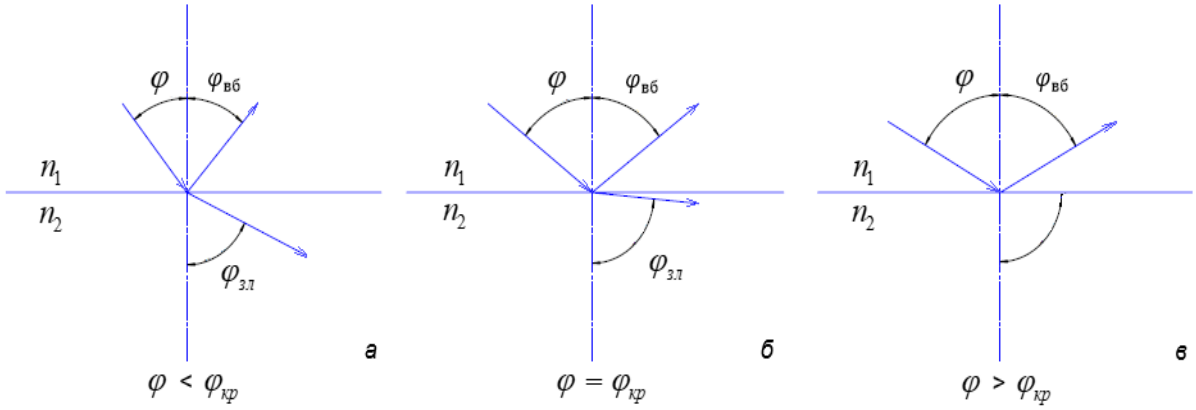


Рис.33. Проходження світла через середовища з різною оптичною щільністю

а — наявність заломленого та відбитого променів;

б —наявність відбитого променя та заломленого променя уздовж межі розподілу середовищ;

в — наявність тільки відбитого променя

Використовуючи закон Снела (3.1), можна розрахувати значення критичного кута для ІОЛ, виготовленої з гідрофобного акрилу, яка межує з водяною вологою:

$$\theta_c = arcsin\frac{n_1}{n_2} \quad (3.2)$$

Через те, що після факоемульсифікації передня стінка капсульного мішка кришталика відсутня, середовищем, яке оточує кришталик, є водяниста волога з показником заломлення 1,33 при довжині хвилі $\lambda = 0{,}55$ мкм (область найбільшої чутливості людського ока), а гідрофобний акрил інтраокулярної лінзи має показник заломлення 1,55. Підставивши ці значення в (5), отримаєм:

$$\theta_c = \arcsin(0{,}8580) = 59{,}093°$$

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

$$R_0 = \frac{(n-1)^2}{(n+1)^2}, \text{ де} \quad (3.3)$$

n — показник заломлення середовища

Тоді, для тієї ж лінзи, підставивши коефіцієнти заломлення досліджених середовищ в (3.3), отримаємо коефіцієнт Френелівського відбиття:

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

В децибелах втрати переданого світла складають (3.4):

$$dB = 10log_{10}(1 - R_0), \text{ де} \quad (3.4)$$

R_0—коефіцієнт Френелівського відбиття

Для світла, падаючого з водянистої вологи на поверхню гідрофобного акрилу, Френелівське відбивання становить 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 світла. Коефіцієнт відбиття від поверхні (R) пов'язаний з довжиною хвилі випромінювання (λ) співвідношенням (3.5) [132, 133, 134]:

$$R = R_0(1 - \frac{8\pi^3 R_a^2}{\lambda^2}), \text{ де} \quad (3.5)$$

R_0 — коефіцієнт відбиття від полірованої поверхні.

Значення R_0 визначається коефіцієнтом Френеля і не залежить від шорсткості, ним можна знехтувати. Таким чином, коефіцієнт відбивання від шорсткої поверхні залежить від висоти мікронерівностей і довжини хвилі випромінювання. Для визначення мінімального значення R_a приймем вираз в дужках рівняння (8) рівним нулю:

$$1 - \frac{8\pi^3 R_a^2}{\lambda^2} = 0, \text{ тоді}$$

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

Для довжини хвилі видимого світла λ=550 нм R_a=35 нм при λ=750 нм R_a =50 нм.

Отже, для забезпечення мінімального відбивання від інтраокулярної лінзи, її поверхня теоретично повинна мати шорсткість в межах $35 - 50$ нм.

Артифакічне (з штучним кришталиком) око людини, можна розглядати, як складну оптичну систему. Роль зіниці, відіграє апертурна діафрагма —1, (рис.34 а, б). Від розміру вхідної апертури залежить кутовий розмір конуса пучка променів з тілесним кутом Ω, що проходить через лінзу, отже і освітленість зображення, утвореного лінзою.

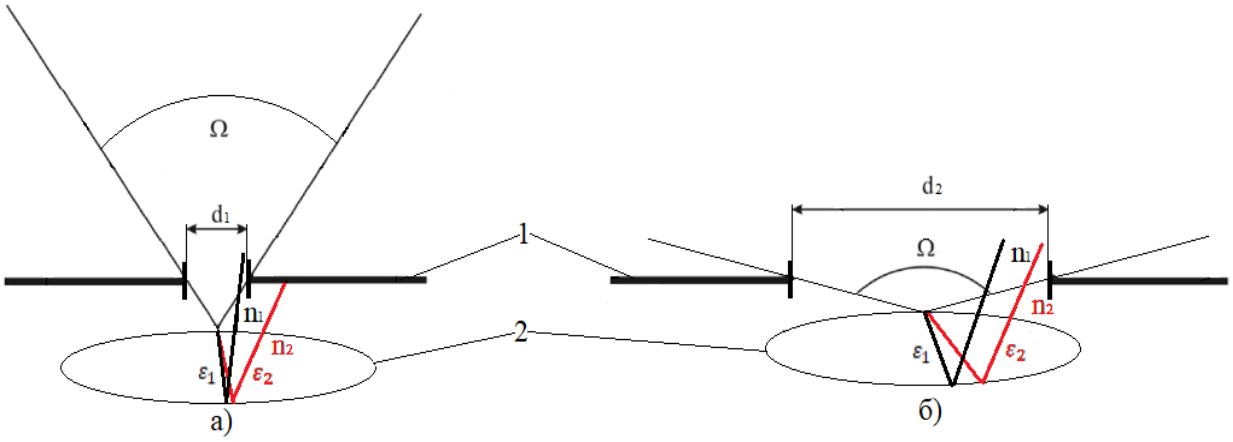


Рис.34. Оптична схема артифакічного ока

1— апертурна діафрагма (зіниця ока);

2— інтраокулярна лінза.

При умові коли $n_1 > n_2$, $d_1 < d_2$, промінь світла, який проходить лінзу з показником заломлення n_1 відбиваючись від задньої поверхні з легкістю виходить з неї, а промінь який проходить лінзу з показником заломлення n_2 зрізається апертурною діафрагмою (рис. 33а). Коли $n_1 > n_2$, $d_1 \ll d_2$, промені з кутами ε_1 та ε_2 без перешкод виходять з лінзи (рис. 33б). Як видно з представленої оптичної моделі, існує залежність виникнення дзеркального відбиття від показників заломлення матеріала 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. І, чим більший показник заломлення лінзи n_1 тим менший ε_1, з-за чого промінь світла виходить з зіниці, як показано на рис. 33 а та б. Будь який промінь, який падає на периферичну частину лінзи поза межею конуса Ω, відбиваючись не вийде за межу зіниці, за рахунок великого кута падіння.

У виникненні феномену відбиття світла велику роль відіграє глибина положення інтраокулярної лінзи. На рис. 35 представлена оптична схема артифакічного ока з різною глибиною імплантації ІОЛ h_1, h_2та діаметром зіниці d.

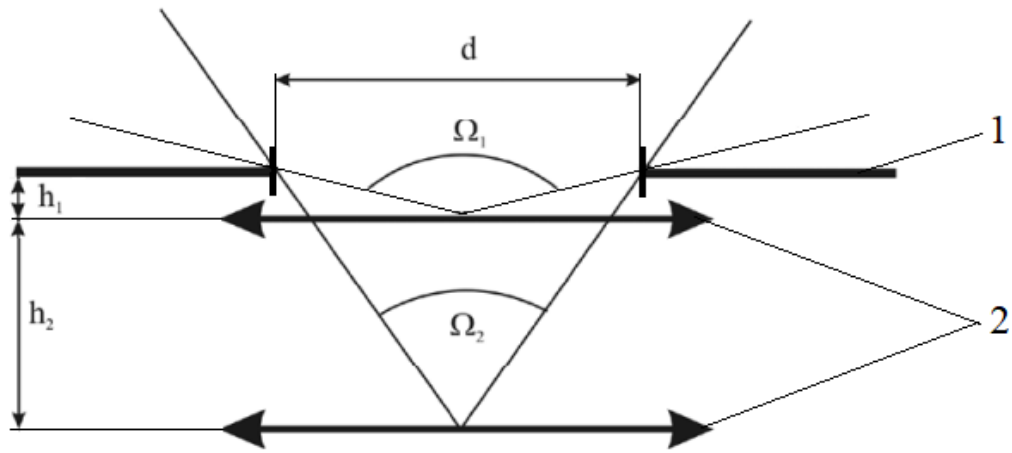


Рис.35. Оптична схема артифакічного ока з різною глибиною імплантації ІОЛ

1— апертурна діафрагма (зіниця ока)

2— збираюча тонка лінза (інтраокулярна лінза)

Згідно оптичної схеми, зображеної на рис.34, видно, що в залежності від глибини розміщення ІОЛ, змінюється тілесний кут Ω . Чим ближче до сітківки розташована лінза, тобто $h_2 > h_1$, тим більше звужується тілесний кут, $\Omega_2 < \Omega_1$ і 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 [135]. Тому, для таких лінз, будь-який промінь, що потрапляє в зіницю, відбивається від лінзи, створюючи її "світіння". За допомогою співвідношення:

$$\frac{\Omega}{\Omega_0} = F(x), \text{ де} \tag{3.6}$$

$\Omega_0 = 2\pi$, тобто h=0, можна знайти область середовища, яка містить промені, здатні створити феномен світіння.

$$F(x) = 1 - \frac{x}{\sqrt{x^2+0,25}}, \text{ де } x = \frac{h}{d} \tag{3.7}$$

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, при якому спотворення мають найменше значення, складає 3,22 мм, то використавши (3.7) отримали:

$F(x)$ =0,45

Зменшення *F*(x) при збільшенні глибини розташування лінзи і при *d=3* мм показане на рис.36. При *h=4* мм, $F(x)$ =0,0636.

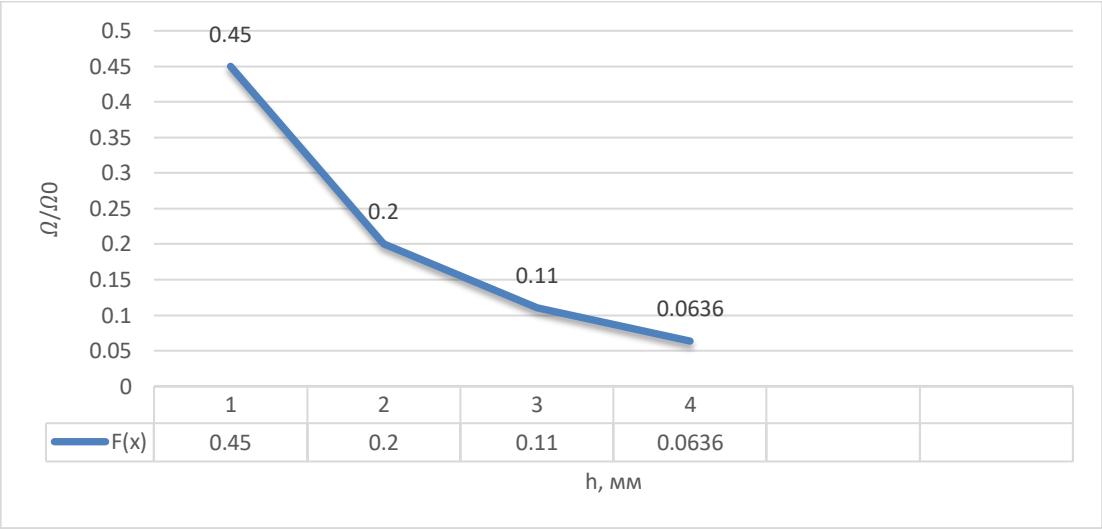


Рис.36. Залежність Ω/Ω_0 від глибини розташування ІОЛ

В програмному середовищі Zemax 13 з використанням вище зазначених результатів побудована оптична модель ока людини з інтраокулярною лінзою. Для цього прийнято, що сагітальна вісь ока становить 28 мм, діаметр зіниці d=3 мм, довжина хвилі λ=0,555 мкм, а параметрами оптичної частини лінзи є характеристики однієї з ІОЛ, дозволених для клінічного застосування і наявних на ринку (рис.37-40).

В першому випадку лінза розташовувалась на стандартній відстані при імплантації ІОЛ (h=1 мм), (рис.37, 39 (а), 40 (а)). В іншому випадку - на відстані, на якій, згідно розрахунків, фотичні феномени виникають найменше (h=4 мм), (рис.38, 39(б), 40(б)).

New Ope Sav Sas Bac Res LDE MFE MCE TDE EDE Upd Upa Gen Fie Wav Lay L3d Lsh Ray Opd Spt Mtf Fps

Редактор оптической системы

Редактор Условия Вид Справка

h=1

Тип поверхности		Комментарий	Радиус	Толщина	Стекло	Полудиаметр		Конич. пост.
*	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
IMA	Стандартная	RETINA	-11.000	-		11.000	U	0.000

Рис. 37. Параметри ока людини при розташуванні інтраокулярної лінзи на відстані h=1 мм від райдужки.

Cornea (рогівка) з радіусом 7,8 мм, показник заломлення 1,376;

Aqueous (волога передньої камери ока) показник заломлення 1,336;

Iris (райдужна оболонка), діафрагма з отвором 3 мм;

Lens (ІОЛ) з показником заломлення 1,46 розташована на відстані 1 мм від райдужної оболонки;

Aqueous (скловидне тіло) показник заломлення 1,336;

Retina (сітківка)

New Ope Sav Sas Bac Res LDE MFE MCE TDE EDE Upd Upa Gen Fie Wav Lay L3d Lsh Ray Opd Spt Mtf Fps

Редактор оптической системы

Редактор Условия Вид Справка

h=4

Тип поверхности		Комментарий	Радиус	Толщина	Стекло	Полудиаметр		Конич. пост.
*	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
IMA	Стандартная	RETINA	-11.000	-		11.000	U	0.000

Рис. 38.Параметри ока людини при розташуванні інтраокулярної лінзи на відстані h=4 мм від райдужки, де

Cornea (рогівка) з радіусом 7,8 мм, показник заломлення 1,376;

Aqueous (волога передньої камери ока) показник заломлення 1,336;

Iris (райдужна оболонка), діафрагма з отвором 3 мм;

Lens (ІОЛ) з показником заломлення 1,5 розташована на відстані 4 мм від райдужної оболонки;

Aqueous (скловидне тіло) показник заломлення 1,336;

Retina (сітківка)

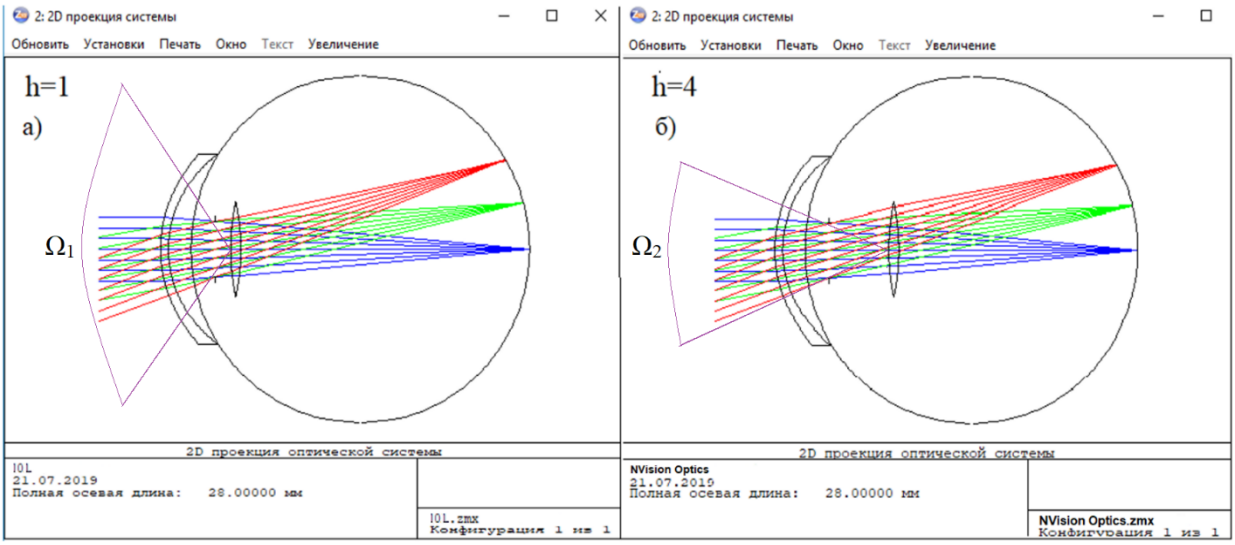


Рис. 39. 2D проекція оптичної системи із заданими параметрами

При розташуванні ІОЛ в оці на відстані 4 мм від райдужної оболонки, відбувається значне зменшення тілесного кута Ω ($\Omega_1 >> \Omega_2$), порівняно із позицією ІОЛ на відстанні 1 мм. Результати моделювання ходу променів (рис. 34, 35) показані на рис. 39. Вони підтвердили розрахунки за формулою (3.7).

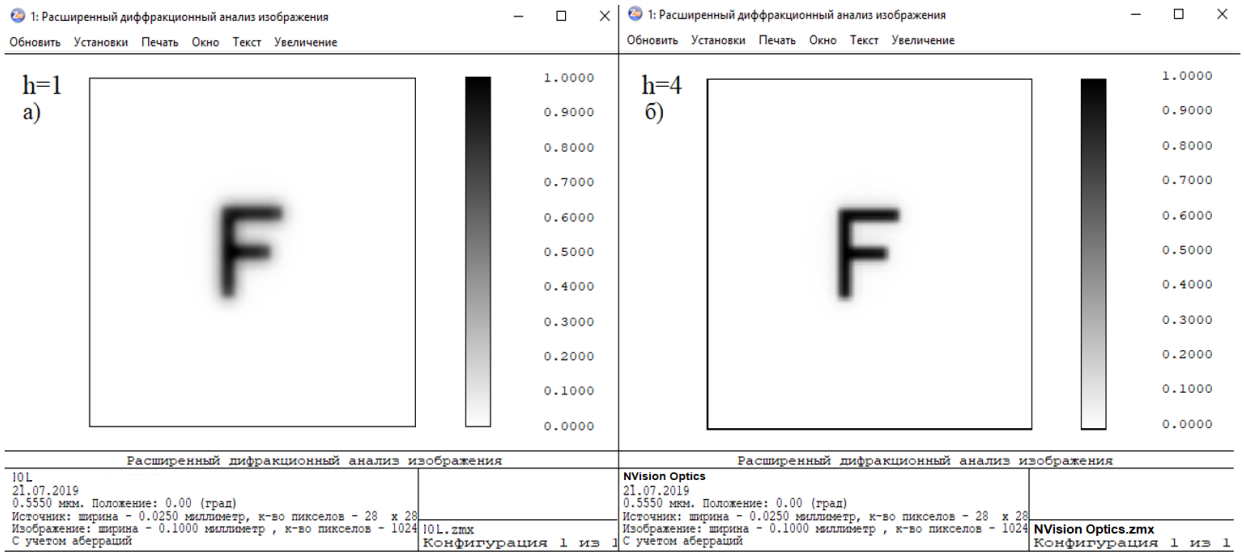


Рис. 40.Дифракційний аналіз зображень, отриманих оптичними системами

Як видно з оптичної моделі (рис. 39б), при h=4 мм лінза утворює чіткіше зображення, ніж лінза, яка розташована від райдужної оболонки на відстані h=1 мм (рис. 39а). Причиною цього є зріз апертурною діафрагмою більшої кількості сторонніх променів, які надходять в око у випадку розташування лінзи на відстані 4 мм від зіниці. Головна умова, у випадку (h=4 мм) —лінза повинна мати більшу оптичну силу. Це досягається двома шляхами, або заміною матеріалу лінзи на матеріал з вищим показником заломлення, який має вищу щільність, або зміною геометрії лінзи. Висока щільність матеріалу (більше 1) не дозволяє робити лінзи великих розмірів, адже вони важкі для ока. Тому, є необхідність створити ІОЛ, яка була б тонкою, мала достатню оптичну силу та була об’ємозамінною по відношенню до нативного кришталика.

Товщина кришталика дорослої людини, в залежності від акомодації, становить від 3,6-5 мм. Це дає можливість імплантувати задньокамерну інтраокулярну лінзу на відстань від райдужки h=4 мм, що згідно до розрахунків формули (10), наведених вище, зменшить феномен відбивання світла та засвітлення сітківки в 7 разів. На жаль,

більшість лінз не відповідають цій умові, тому подальшою розробкою стає реалізація цієї ідеї, яка описана в патентах UA 142801 U[122], UA 150305 U.

При проходженні світла через око людини, на кожній оптичній поверхні втрачається до 4% світла. Якщо розглядати око, як оптичну систему з чотирьох елементів (рогівка, передня камера, кришталик, скловидне тіло), то в результаті, через систему може пройти близько 84% світлового потоку. Застосування тонкошарових (інтерференційних) плівок для послаблення Френелівського відбиття називається просвітленням оптики [136, 137]. Принцип дії просвітлюючих покриттів заснований на явищі інтерференції. На поверхню оптичної деталі наносять тонку плівку, показник заломлення якої менше показника заломлення лінзи, $n_{пл} < n_л$ (рис.41).

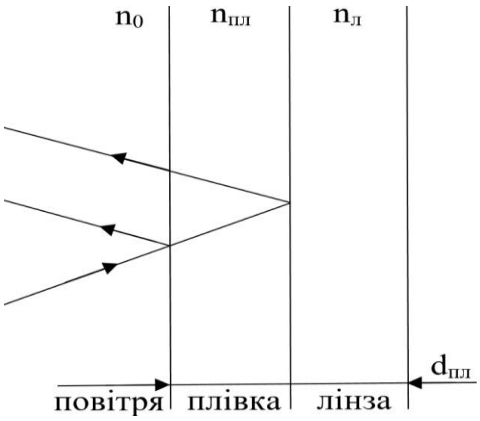


Рис.41. Просвітлююча оптика

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

Ці покриття дозволяють 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 рівні ($\rho_1 = \rho_2$),

а ейконали (фази) мають відрізнятися на половину періоду, щоб промені погасили один одного $E_1 - E_2 = \frac{\lambda}{2}$ або $\varphi_1 = \varphi_2 = \pi$. Це виконується при умовах:

$$n_{\text{пл}} = \sqrt{n_{\text{пл}}}\text{, де} \tag{3.8}$$

$n_{пл}$— показник заломлення плівки; $n_л$— показник заломлення лінзи

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

$$\lambda = 4d \cdot n\text{, де} \tag{3.9}$$

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, знижуючий інтенсивність зеленого світла, яке сприймається оком людини. З-за того, що пропускання світла такою лінзою зеленої ділянки спектру зменшене, то це призводить до деякої помилки в передачі кольору, до того ж, метод просвітлення оптики є досить коштовним.

Традиційними матеріалами для просвітлюючої плівки є діоксид кремнію (кремнезем (SiO_2), фторид магнію (MgF_2), сполуки лантаноідів [138], що мають відносно низький показник заломлення (n=1,38), який відповідає теоретичним вимогам. Але дані матеріали не є біосумісними і не стійкі в біологічних середовищах, а тому їх не можна наносити на ІОЛ.

Як альтернатива просвітлюючій оптиці, існує ідея створення багатошарових лінз, кожен шар якої має різний коефіцієнт заломлення. Даний розділ оптики називається градієнтною оптикою (GRIN) — від англ. gradient-index) в якій використовуються прозорі ізотропні середовища, показник заломлення яких змінюється в залежності від координат точки середовища (рис.42.)

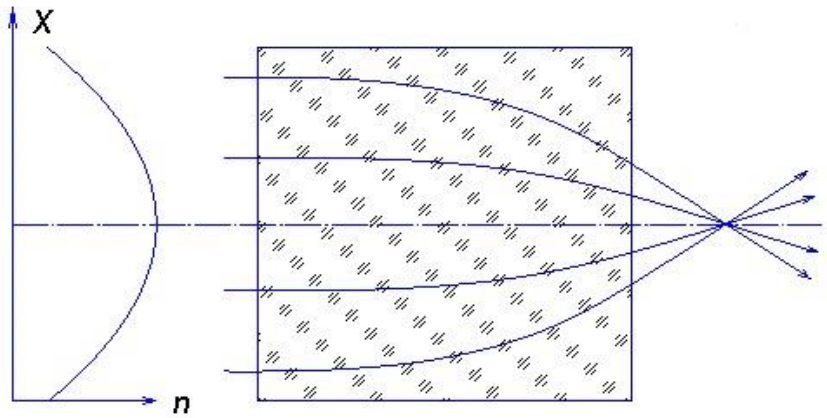


Рис.42. Градієнтна лінза з параболічною залежністю показника заломлення (n) від радіальної відстані (x).

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

- з осьовим поширенням показника заломлення:

$n = f(x), n(x) = n(y) = const$;

- з радіальним (циліндричним) поширенням:

$n = f(x^2 + y^2), n(z) = const$;

- з сфероконцентричним поширенням:

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

Нанесення покриття на лінзи з радіально зменшуваним показником заломлення відповідає параксіальній області по параболічному закону, поза параксіальної області по поліноміальному, а при осьовому GRIN показник заломлення в вершині поверхні вище, ніж в глибині градієнтної зони. Якщо два перших типи застосувати до сферичної лінзи, то їхня дія буде еквівалентною дії асферичних лінз. Це приводить до зменшення показника заломлення на краю світлової зони поверхні, що дозволяє зменшити кут заломлення променя і, як наслідок, виправити не тільки сферичну аберацію, але й дисфотопсію.

3.2. Розробка оптичної частини інтраокулярної лінзи з покращеними характеристиками

Нещодавно мексиканські вчені вивели формулу ідеальної лінзи (рис. 43) [139]. З огляду на цю формулу можна уявити технологічні труднощі, які стоять на шляху створення лінзи без аберацій.

Розмір поздовжньої сферичної аберації в оптичній системі характеризується відрізком σ, який відраховується від гаусової площини до точки фокусування маргінального пучка. А2 - 0 Поперечна сферична аберація y' характеризується радіусом кружка розсіювання 3 - 3 у площині ГГ. Коло найменшого розсіювання дорівнює приблизно чверті кола повної аберації в площині Гауса і віддалене від неї на величину 3/4 σ (рис. 44).

Після лінзи встановлена апертурна діафрагма 2, діаметром *D*. В організмі людини роль діафрагми виконує зіниця. Хвильова аберація дорівнює різниці ходу між реальною хвильовою поверхнею W2 та сферою W1. Її значення зростає в міру збільшення радіуса об'єктива і на краю апертури при значенні $y = H = D/2$ набуває максимального значення. Усі три аберації – хвильова, поздовжня та поперечна пов'язані між собою і, якщо відома одна з них, можна визначити дві інші [140].

FÓRMULA GENERAL PARA DISEÑAR UNA LENTE SINGLETE BIASFÉRICA

$$
z_a r_a = \frac{\left(-r_a\left(\frac{\sqrt{1-\frac{(r_a+(z_a(r_a)-t_a)z_a'(r_a))^2}{n^2(r_a^2+(t_a-z_a(r_a))^2)(z_a'(r_a)^2+1)}}}{\sqrt{z_a'(r_a)^2+1}}+\frac{z_a'(r_a)\left(r_a+(z_a(r_a)-t_a)z_a'(r_a)\right)}{n\sqrt{r_a^2+(t_a-z_a(r_a))^2}\left(z_a'(r_a)^2+1\right)}\right)\left(\frac{r_a+(z_a(r_a)-t_a)z_a'(r_a)}{n\sqrt{r_a^2+(t_a-z_a(r_a))^2}\left(z_a'(r_a)^2+1\right)}-\frac{z_a'(r_a)\sqrt{1-\frac{(r_a+(z_a(r_a)-t_a)z_a'(r_a))^2}{n^2(r_a^2+(t_a-z_a(r_a))^2)(z_a'(r_a)^2+1)}}}{\sqrt{z_a'(r_a)^2+1}}\right)+\left(\frac{r_a+(z_a(r_a)-t_a)z_a'(r_a)}{n\sqrt{r_a^2+(t_a-z_a(r_a))^2}\left(z_a'(r_a)^2+1\right)}-\frac{z_a'(r_a)\sqrt{1-\frac{(r_a+(z_a(r_a)-t_a)z_a'(r_a))^2}{n^2(r_a^2+(t_a-z_a(r_a))^2)(z_a'(r_a)^2+1)}}}{\sqrt{z_a'(r_a)^2+1}}\right)^2 z_a(r_a)\right)}{-n^2+\left(\frac{\sqrt{1-\frac{(r_a+(z_a(r_a)-t_a)z_a'(r_a))^2}{n^2(r_a^2+(t_a-z_a(r_a))^2)(z_a'(r_a)^2+1)}}}{\sqrt{z_a'(r_a)^2+1}}+\frac{z_a'(r_a)\left(r_a+(z_a(r_a)-t_a)z_a'(r_a)\right)}{n\sqrt{r_a^2+(t_a-z_a(r_a))^2}\left(z_a'(r_a)^2+1\right)}\right)^2+\left(\frac{r_a+(z_a(r_a)-t_a)z_a'(r_a)}{n\sqrt{r_a^2+(t_a-z_a(r_a))^2}\left(z_a'(r_a)^2+1\right)}-\frac{z_a'(r_a)\sqrt{1-\frac{(r_a+(z_a(r_a)-t_a)z_a'(r_a))^2}{n^2(r_a^2+(t_a-z_a(r_a))^2)(z_a'(r_a)^2+1)}}}{\sqrt{z_a'(r_a)^2+1}}\right)^2}
$$

$$
\begin{aligned}
&\left(-\left(t\left(\frac{\sqrt{1-\frac{(r_a+(z_a(r_a)-t_a)z_a'(r_a))^2}{n^2(r_a^2+(t_a-z_a(r_a))^2)(z_a'(r_a)^2+1)}}}{\sqrt{z_a'(r_a)^2+1}}+\frac{z_a'(r_a)\left(r_a+(z_a(r_a)-t_a)z_a'(r_a)\right)}{n\sqrt{r_a^2+(t_a-z_a(r_a))^2}\left(z_a'(r_a)^2+1\right)}\right)+z_a(r_a)\right)n^2+\left(t_a-\mathrm{tb}-\mathrm{sgn}(t_a)\sqrt{r_a^2+(t_a-z_a(r_a))^2}\right)\left(\frac{r_a+(z_a(r_a)-t_a)z_a'(r_a)}{n\sqrt{r_a^2+(t_a-z_a(r_a))^2}\left(z_a'(r_a)^2+1\right)}-\frac{z_a'(r_a)\sqrt{1-\frac{(r_a+(z_a(r_a)-t_a)z_a'(r_a))^2}{n^2(r_a^2+(t_a-z_a(r_a))^2)(z_a'(r_a)^2+1)}}}{\sqrt{z_a'(r_a)^2+1}}\right)n+(t+\mathrm{tb})\left(\frac{\sqrt{1-\frac{(r_a+(z_a(r_a)-t_a)z_a'(r_a))^2}{n^2(r_a^2+(t_a-z_a(r_a))^2)(z_a'(r_a)^2+1)}}}{\sqrt{z_a'(r_a)^2+1}}+\frac{z_a'(r_a)\left(r_a+(z_a(r_a)-t_a)z_a'(r_a)\right)}{n\sqrt{r_a^2+(t_a-z_a(r_a))^2}\left(z_a'(r_a)^2+1\right)}\right)^2\right.\\
&+\sqrt{\left(\frac{\sqrt{1-\frac{(r_a+(z_a(r_a)-t_a)z_a'(r_a))^2}{n^2(r_a^2+(t_a-z_a(r_a))^2)(z_a'(r_a)^2+1)}}}{\sqrt{z_a'(r_a)^2+1}}+\frac{z_a'(r_a)\left(r_a+(z_a(r_a)-t_a)z_a'(r_a)\right)}{n\sqrt{r_a^2+(t_a-z_a(r_a))^2}\left(z_a'(r_a)^2+1\right)}\right)^2\left(\left(\left(r_a^2+2t\left(\frac{r_a+(z_a(r_a)-t_a)z_a'(r_a)}{n\sqrt{r_a^2+(t_a-z_a(r_a))^2}\left(z_a'(r_a)^2+1\right)}-\frac{z_a'(r_a)\sqrt{1-\frac{(r_a+(z_a(r_a)-t_a)z_a'(r_a))^2}{n^2(r_a^2+(t_a-z_a(r_a))^2)(z_a'(r_a)^2+1)}}}{\sqrt{z_a'(r_a)^2+1}}\right)r_a+(\mathrm{tb}-z_a(r_a))^2\right.\right.\right.\\
&+t^2\left(\left(\frac{\sqrt{1-\frac{(r_a+(z_a(r_a)-t_a)z_a'(r_a))^2}{n^2(r_a^2+(t_a-z_a(r_a))^2)(z_a'(r_a)^2+1)}}}{\sqrt{z_a'(r_a)^2+1}}+\frac{z_a'(r_a)(r_a+(z_a(r_a)-t_a)z_a'(r_a))}{n\sqrt{r_a^2+(t_a-z_a(r_a))^2}(z_a'(r_a)^2+1)}-1\right)^2+\left(\frac{r_a+(z_a(r_a)-t_a)z_a'(r_a)}{n\sqrt{r_a^2+(t_a-z_a(r_a))^2}(z_a'(r_a)^2+1)}-\frac{z_a'(r_a)\sqrt{1-\frac{(r_a+(z_a(r_a)-t_a)z_a'(r_a))^2}{n^2(r_a^2+(t_a-z_a(r_a))^2)(z_a'(r_a)^2+1)}}}{\sqrt{z_a'(r_a)^2+1}}\right)^2\right)-2t(\mathrm{tb}-z_a(r_a))\left(\frac{\sqrt{1-\frac{(r_a+(z_a(r_a)-t_a)z_a'(r_a))^2}{n^2(r_a^2+(t_a-z_a(r_a))^2)(z_a'(r_a)^2+1)}}}{\sqrt{z_a'(r_a)^2+1}}+\frac{z_a'(r_a)(r_a+(z_a(r_a)-t_a)z_a'(r_a))}{n\sqrt{r_a^2+(t_a-z_a(r_a))^2}(z_a'(r_a)^2+1)}-1\right)\right)n^2\\
&-2\left(t_a-\mathrm{tb}-\mathrm{sgn}(t_a)\sqrt{r_a^2+(t_a-z_a(r_a))^2}\right)\left(t\left(\frac{r_a+(z_a(r_a)-t_a)z_a'(r_a)}{n\sqrt{r_a^2+(t_a-z_a(r_a))^2}(z_a'(r_a)^2+1)}-\frac{z_a'(r_a)\sqrt{1-\frac{(r_a+(z_a(r_a)-t_a)z_a'(r_a))^2}{n^2(r_a^2+(t_a-z_a(r_a))^2)(z_a'(r_a)^2+1)}}}{\sqrt{z_a'(r_a)^2+1}}\right)^2+r_a\left(\frac{r_a+(z_a(r_a)-t_a)z_a'(r_a)}{n\sqrt{r_a^2+(t_a-z_a(r_a))^2}(z_a'(r_a)^2+1)}-\frac{z_a'(r_a)\sqrt{1-\frac{(r_a+(z_a(r_a)-t_a)z_a'(r_a))^2}{n^2(r_a^2+(t_a-z_a(r_a))^2)(z_a'(r_a)^2+1)}}}{\sqrt{z_a'(r_a)^2+1}}\right)\right.\\
&+\left(-\mathrm{tb}+t\left(\frac{\sqrt{1-\frac{(r_a+(z_a(r_a)-t_a)z_a'(r_a))^2}{n^2(r_a^2+(t_a-z_a(r_a))^2)(z_a'(r_a)^2+1)}}}{\sqrt{z_a'(r_a)^2+1}}+\frac{z_a'(r_a)(r_a+(z_a(r_a)-t_a)z_a'(r_a))}{n\sqrt{r_a^2+(t_a-z_a(r_a))^2}(z_a'(r_a)^2+1)}-1\right)+z_a(r_a)\right)\left(\frac{\sqrt{1-\frac{(r_a+(z_a(r_a)-t_a)z_a'(r_a))^2}{n^2(r_a^2+(t_a-z_a(r_a))^2)(z_a'(r_a)^2+1)}}}{\sqrt{z_a'(r_a)^2+1}}+\frac{z_a'(r_a)(r_a+(z_a(r_a)-t_a)z_a'(r_a))}{n\sqrt{r_a^2+(t_a-z_a(r_a))^2}(z_a'(r_a)^2+1)}\right)\Bigg)n\\
&-\left(r_a\left(\frac{\sqrt{1-\frac{(r_a+(z_a(r_a)-t_a)z_a'(r_a))^2}{n^2(r_a^2+(t_a-z_a(r_a))^2)(z_a'(r_a)^2+1)}}}{\sqrt{z_a'(r_a)^2+1}}+\frac{z_a'(r_a)(r_a+(z_a(r_a)-t_a)z_a'(r_a))}{n\sqrt{r_a^2+(t_a-z_a(r_a))^2}(z_a'(r_a)^2+1)}\right)+\left(\frac{r_a+(z_a(r_a)-t_a)z_a'(r_a)}{n\sqrt{r_a^2+(t_a-z_a(r_a))^2}(z_a'(r_a)^2+1)}-\frac{z_a'(r_a)\sqrt{1-\frac{(r_a+(z_a(r_a)-t_a)z_a'(r_a))^2}{n^2(r_a^2+(t_a-z_a(r_a))^2)(z_a'(r_a)^2+1)}}}{\sqrt{z_a'(r_a)^2+1}}\right)(t+\mathrm{tb}-z_a(r_a))\right)^2\\
&\left.\left.+\left(t_a-\mathrm{tb}-\mathrm{sgn}(t_a)\sqrt{r_a^2+(t_a-z_a(r_a))^2}\right)^2\left(\left(\frac{\sqrt{1-\frac{(r_a+(z_a(r_a)-t_a)z_a'(r_a))^2}{n^2(r_a^2+(t_a-z_a(r_a))^2)(z_a'(r_a)^2+1)}}}{\sqrt{z_a'(r_a)^2+1}}+\frac{z_a'(r_a)(r_a+(z_a(r_a)-t_a)z_a'(r_a))}{n\sqrt{r_a^2+(t_a-z_a(r_a))^2}(z_a'(r_a)^2+1)}\right)^2+\left(\frac{r_a+(z_a(r_a)-t_a)z_a'(r_a)}{n\sqrt{r_a^2+(t_a-z_a(r_a))^2}(z_a'(r_a)^2+1)}-\frac{z_a'(r_a)\sqrt{1-\frac{(r_a+(z_a(r_a)-t_a)z_a'(r_a))^2}{n^2(r_a^2+(t_a-z_a(r_a))^2)(z_a'(r_a)^2+1)}}}{\sqrt{z_a'(r_a)^2+1}}\right)^2\right)\right)}
\end{aligned}
$$

Рис.43. Формула безаберраційної лінзи[139]

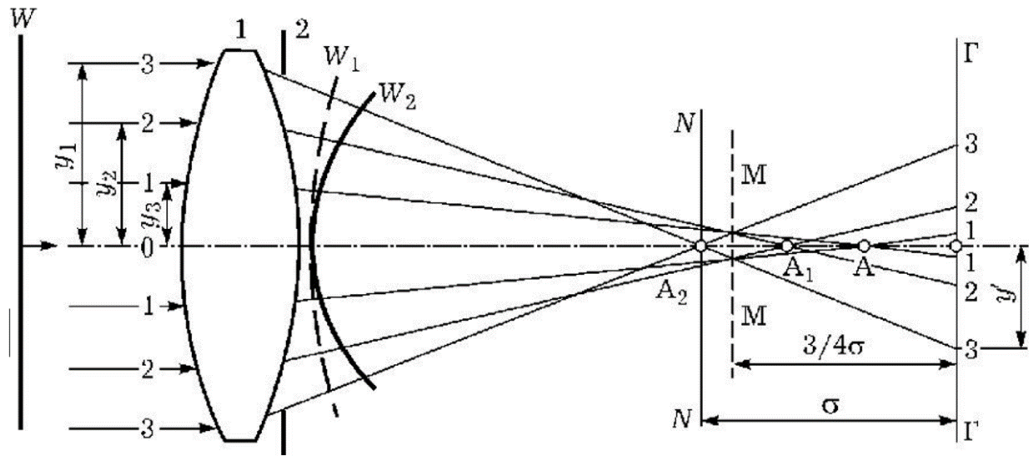


Рис. 44. Сферична аберація лінзи[140]

Взявши до уваги той факт, що кришталик ока людини є лінзою GRIN типу, створена ІОЛ “NVision Optics” за схожим підходом. Був виконаний розрахунок показника заломлення матеріалу, який необхідний для осьового GRIN-а при використанні ІОЛ, виготовленої з акрилу. Для цього кожен додатковий шар повинен мати показник заломлення відповідно відношенню:

$$n_{i+1} = \sqrt{n_i n_{i+2}} \text{ [141] , де} \quad (3.10)$$

$n_{1,} n_{i+1}, n_{i+2}$ — показники заломлення шарів.

Для одношарової лінзи, оболонка повинна мати показник заломлення:

$$n_{01} = \sqrt{n_{\text{нс}} n_{\text{л}}}, \text{ де} \quad (3.11)$$

$n_{\text{нс}}$— показники заломлення навколишнього середовища.

$n_{\text{л}}$— показники заломлення лінзи.

В двошаровій лінзі, проміжкові шари повинні бути $n_{01} = \sqrt[3]{n_{\text{нс}}^2 n_{\text{л}}}$ та $n_{02} = \sqrt[3]{n_{\text{нс}}^2 n_{\text{л}}^2}$.

Підставивши в (7) показник заломлення гідрофобного акрилу 1,55 та показник заломлення водянистої вологи 1,33 отримали:

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

$$n_{01} = 1{,}435$$

Спираючись на розрахунки мінімізації відбиття світла, які були зроблені згідно формули (3.5), шорсткість поверхні ІОЛ, повинна становити не менше 35 нм. Близьким значенням до заданих параметрів, а саме $n_{01} = 1{,}435, R_a = 35$ нм, відповідає ПТФЕ (тефлон), $n_{01} = 1{,}42$ [142]. Тому, доцільно на поверхні ІОЛ створити шар фторвуглецю, який, крім того, є гідрофобним і перешкоджає адгезії клітин. Антиадгезивний ефект підвищує біосумісність ІОЛ [143, 144]. Очікується, що створювана ІОЛ буде мати не лише виправлену сферичну аберацію й меншу схильність до виникнення фотичних феноменів, а й кращу біосумісність. Як наслідок, завдяки гідрофобності, існує можливість зменшити ймовірність розвитку вторинної катаракти.

З використанням формули (3.3), був розрахований коефіцієнт Френелівського відбиття для такої лінзи:

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

В децибелах втрати переданного світла складали:

$$dB = 10log_{10}(1 - 0{,}0014) = 0{,}01$$

Порівнявши дане значення $R_0 = 0{,}0014$ зі значенням, отриманим для лінзи з гідрофобного акрилу $R_0 = 0{,}0058$, видно, що запропонований метод, зменшує Френелівське відбиття в 4 рази, а надходження світла до сітківки, при цьому, в 2,5 рази більше.

В програмному середовищі Zemax 14 проведене моделювання ІОЛ з використанням таких даних: акрилова лінза товщиною l=1мм, з показником заломлення 1,55, покрита шаром тефлону шорсткістю R_a=35з показником заломлення $n_{01} = 1{,}42$, розташована в оці людини на відстані від райдужки h=4 мм, діаметр вхідної зіниці d=3мм, сагітальна вісь ока становить 28 мм (рис. 45). Отримана 2D проекція ходу променів оптичної системи ІОЛ “NVision Optics” в оці (рис. 46).

Lens Data Editor

Edit Solves View Help

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

Рис.45. Параметри моделювання ока з ІОЛ, де

Cornea (рогівка) з радіусом 7,8 мм, показник заломлення 1,376

Aqueous (волога передньої камери ока) показник заломлення 1,336

Iris (райдужна оболонка), діафрагма з отвором 3 мм

Lens (ІОЛ) з показником заломлення 1,55, покрита шаром тефлону з показником заломлення 1,42, розташована на відстані 4 мм від райдужної оболонки

Aqueous (скловидне тіло) показник заломлення 1,336

Retina (сітківка)

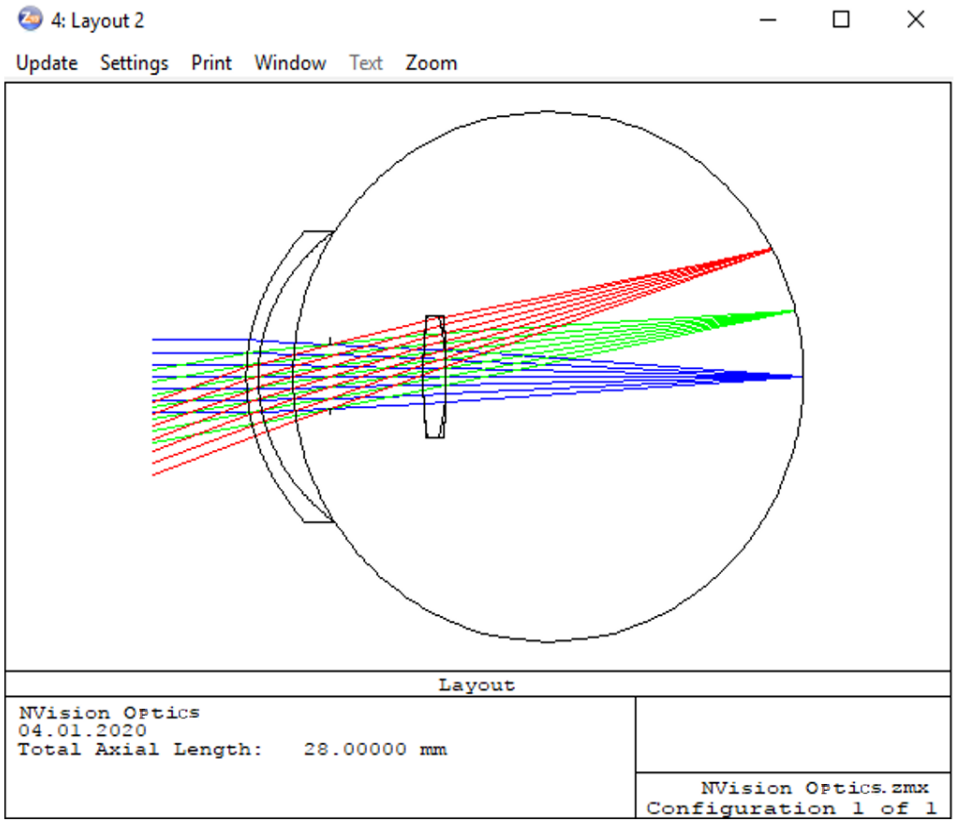


Рис. 46. 2D проекція оптичної системи ІОЛ NVision Optics із заданими параметрами

При порівнянні отриманої проекції (рис. 46) з проекцією (рис. 39а), можливо оцінити хід променів в системі. За результатами моделювання, після нанесення плівки ПТФЕ розсіяння світла значно зменшується, що забезпечує більш чітке, контрастне зображення.

Отриману точкову діаграму розсіяння (RMS) на сітківці променя із довжиною хвилі $\lambda = 0,555$ мкм, можливо оцінити на рис. 47.

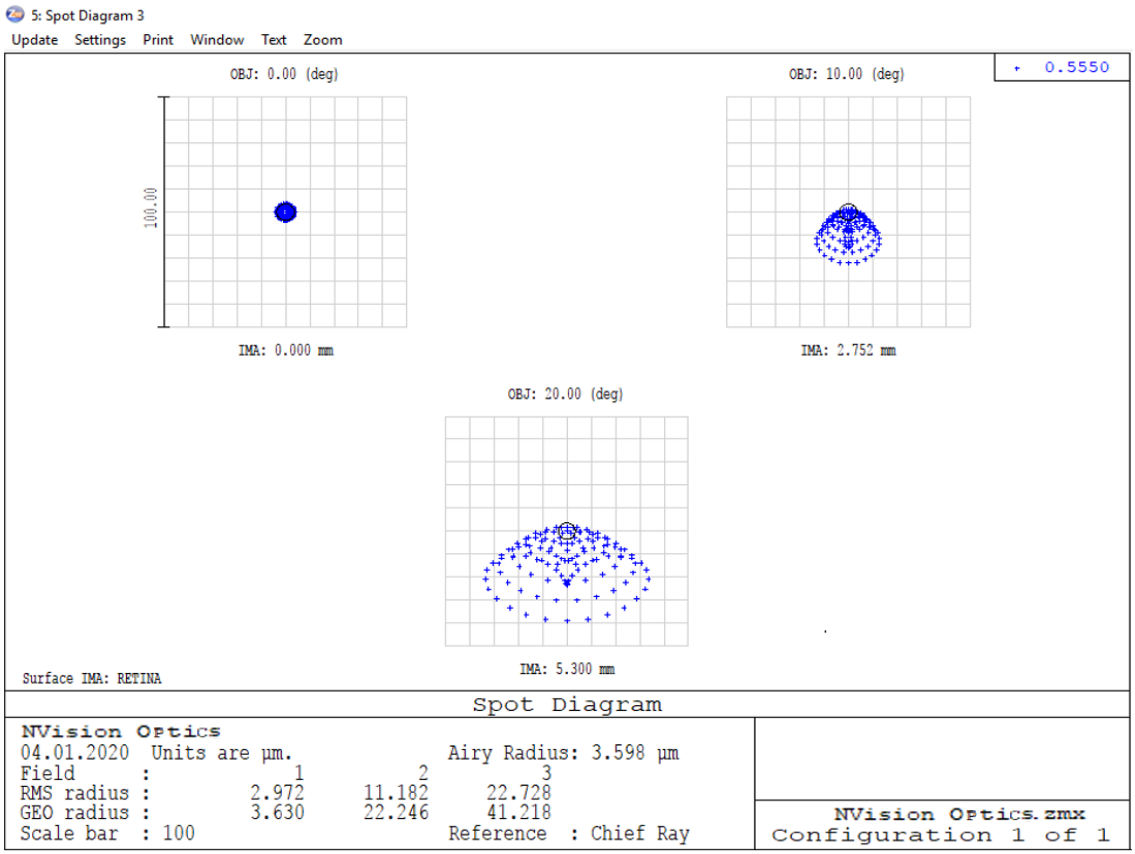


Рис. 47. Точкова діаграма розсіяння (RMS) запропонованої ІОЛ, де

RMS radius=2,972 мкм; GEO radius=3,630 мкм; Airy radius=3,598 мкм

Середньоквадратичне відхилення (СКВ, RMS) є нормованою оцінкою розміру плями розсіювання. Розмір плями GEO — це радіус кола з центром в опорній точці, в межі якого потрапляють всі промені. СКВ зображення, отриманого запропонованою лінзою, становить 2,972 мкм, тобто всі промені потрапляють в межі диску Ейрі (Airy), радіус якого становить 3,598 мкм. Це свідчить, що така оптична система є дифракційно обмеженою (2,972 < 3,598, RMS radius<GEO radius) (рис.47) і не потребує подальших оптичних оптимізацій, тому що вони не можливі з-за хвильової природи світла.

Оптична передатна функція (ОПФ), є однією з основних та найважливіших характеристик якості оптичних систем, одним з повніших критеріїв оцінки якості

зображень, створюваних лінзами, котра наочно відображає спотворення, які виникають на різних просторових частотах. Вона дозволяє провести якісний та кількісний аналіз роботи зображувальної системи, якою в даному випадку являється інтраокулярна лінза. ОПФ є комплексною функцією і її можна представити двома дійсними функціями – модулем ОПФ, тобто модуляційною передатною функцією (МПФ) та фазою, функцією передачі фази (ФПФ) [145].

Для визначення передачі оптичною системою гармонійних сигналів різної частоти, що описуються рівнянням (3.12), проаналізовані зміни оптичної передатної функції (ОПФ) під впливом основних факторів, які визначають якість оптичного зображення: форми апертурної діафрагми, нерівномірності амплітудного пропускання та аберації.

$$y = Acos(\omega t + \varphi_0), \text{ де} \tag{3.12}$$

А— амплітуда сигналу;

$\varphi = \omega t + \omega_0$ — фаза гармонічного сигналу;

t — час;

ω — циклічна частота сигналу

Для аналізу МПФ ІОЛ без нанесеного покриття за допомогою програмного забезпечення Aber Lite 1.05 отримано графік, рис. 48.

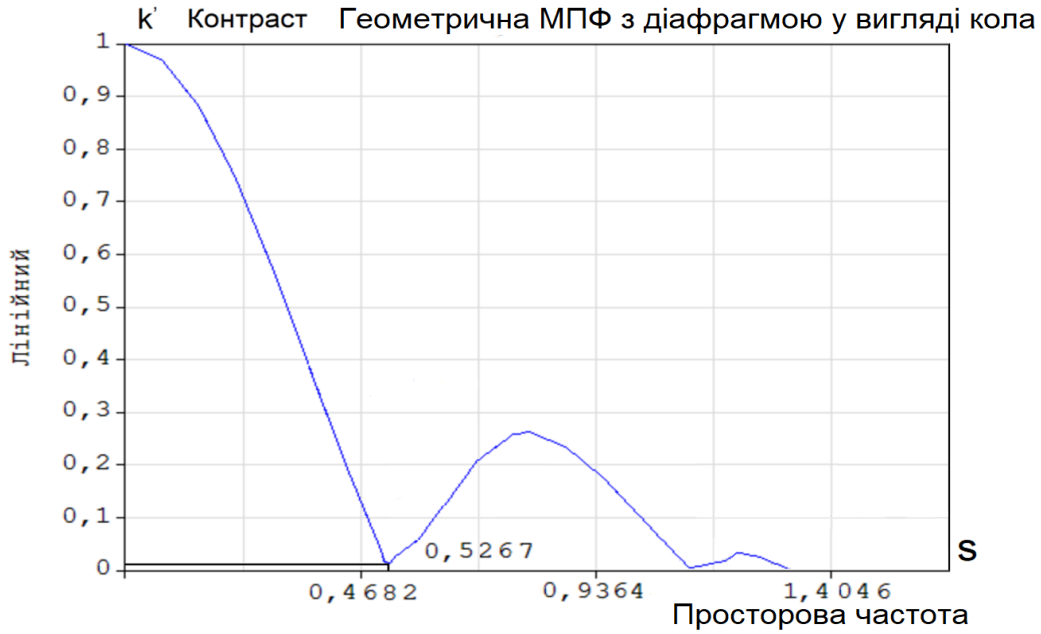


Рис. 48. Геометрична МПФ для ІОЛ без ПТФЕ

Робочий інтервал частот для інтраокулярної лінзи без шару ПТФЕ, не перевищує 0,5267. Графік геометричної МПФ для лінзи з шаром політетрафторетилену та апертурною діфрагмою у вигляді кола, наданий на рис. 49.

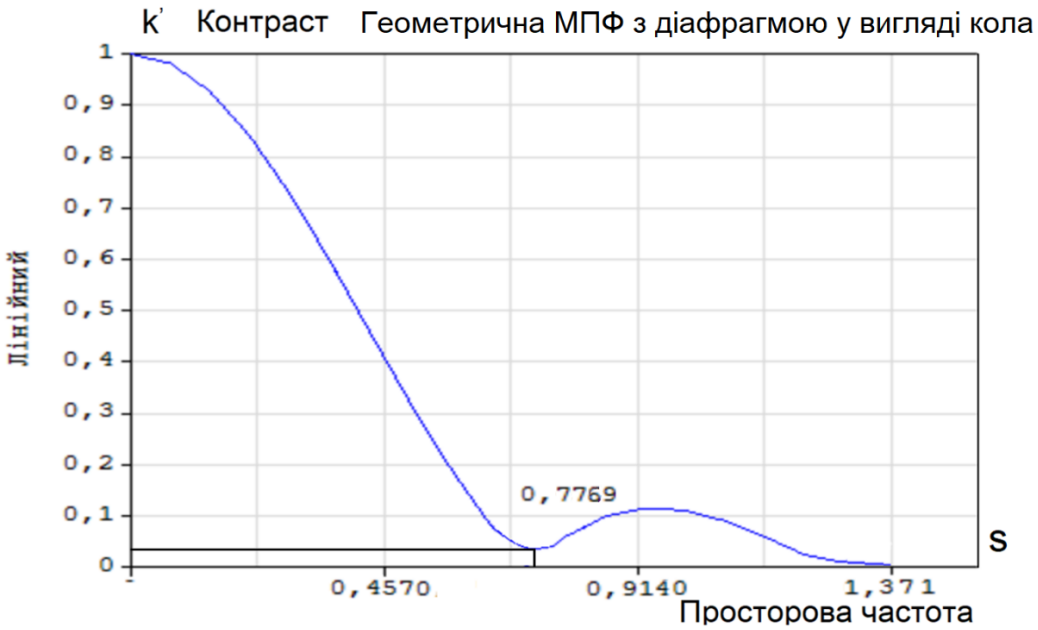


Рис. 49. Геометрична МПФ для ІОЛ з ПТФЕ

Виходячи з отриманого графіку, робочий інтервал частот даної ІОЛ, значно розширений, порівняно із ІОЛ без шару ПТФЕ.

Для аналізу, МПФ ІОЛ порівнювали з МПФ ідеальної оптичної системи (рис. 50).

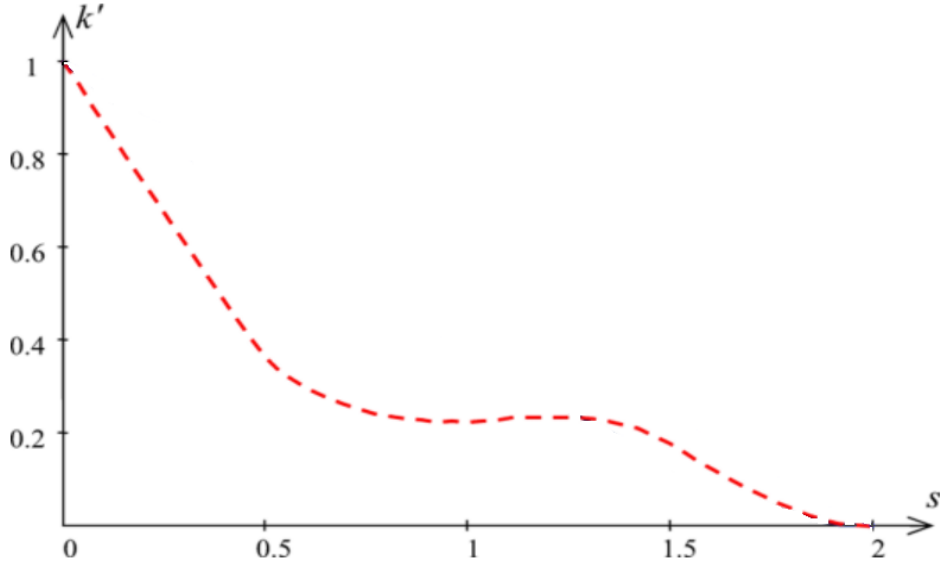


Рис. 50. МПФ ідеальної оптичної системи з апертурною діафрагмою у вигляді кола

k' —контраст періодичних зображень (відношення різниці максимуму та мінімуму інтенсивності до їх суми)

Графік рис. 49 вказує, що на частотах відмінних від 0, значення МПФ завжди менше 1. При збільшенні частоти МПФ зменшується до 0. Гранична канонічна частота, що передається реальною оптичною системою, дорівнює 1,371 канонічних одиниць. Звідси, гармонічні (періодичні) предмети з частотами вище 1,371 передаватимуться оптичною системою з нульовим контрастом.

При порівнянні графіка рис. 49 з графіком рис. 48, видно, що нанесення ПТФЕ збільшує МПФ ІОЛ, порівняно із МПФ лінзи без ПТФЕ. Тобто, ІОЛ з шаром ПТФЕ забезпечує на однакових частотах контраст зображення більший, ніж контраст системи без шару ПТФЕ та відповідно менший, ніж ідеальна оптична система.

Використовуючи отримані дані, запропонована об’ємозамінна модель ІОЛ “NVision OP”, дизайн якої розроблений в програмному середовищі Solidworks 19 (рис. 51).

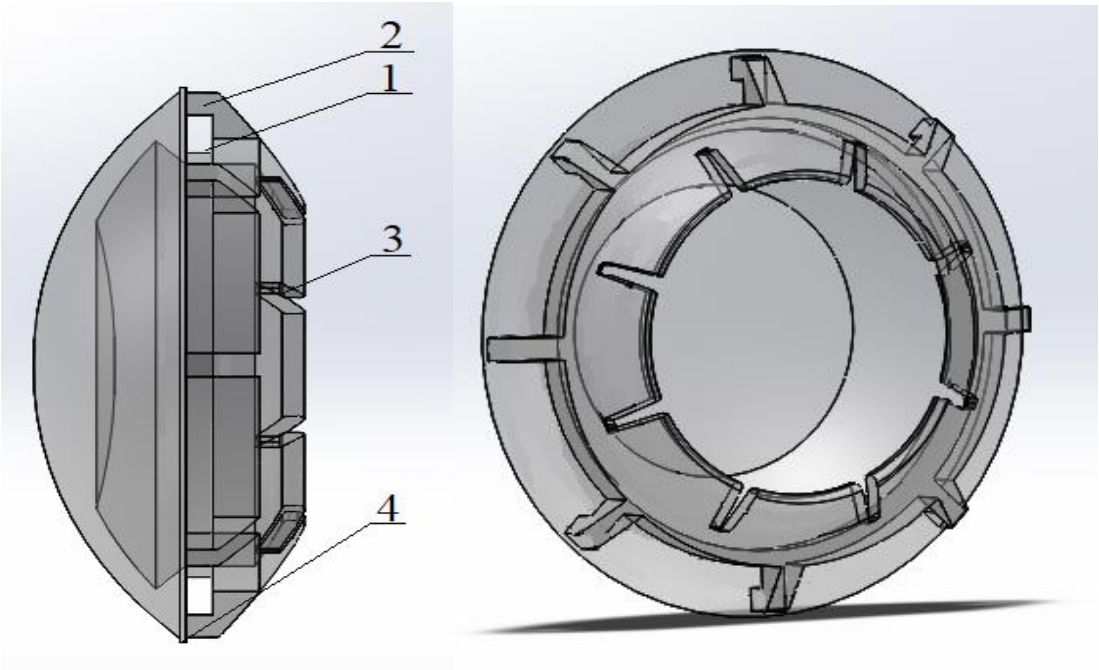


Рис.51 Інтраокулярної лінзи “NVision OP” [13]

1— канавка-пастка

2— перетинка для шовної фіксації

3— листоподібні вирізи

4— гострий край лінзи (бортик)

Модель має ряд властивостей, які задовольняють потреби, як хірурга-офтальмолога, так і пацієнта. Розміри пустотілої, об’ємозамінної лінзи не перевищують розміри природнього кришталика, а саме товщина не більше ніж 5 мм та діаметр 10 мм, при цьому товщина оптичної частини, що знаходиться на задній стінці оболонки ІОЛ, складає менше 1 мм, товщина стінок оболонки 150 мкм. На оптичній частині міститься покриття ПТФЕ з показником заломлення $n_{01} = 1,42$, маса 91 мг.

3.3. Покращення оптичних показників інтраокулярних лінз напиленням ПТФЕ

Плівки політетрафторетилену (фторопласт-4, тефлон), $(C_2F_4)_n$ часто використовуються у високотехнологічних пристроях [146, 147]. В тонкому шарі тефлон — прозора речовина, що зовні нагадує парафін або поліетилен. Характеризується високою тепло- і морозостійкістю, залишається гнучким і еластичним при температурах від —250 до +250 °C, що дозволяє застосовувати його в багатьох галузях. Тефлон має дуже низький поверхневий натяг і адгезію. ПТФЕ є безпечним та немає негативного впливу на організм людини, це підтверджують дослідження[148] та Американського управління нагляду за якістю харчових продуктів та медикаментів (FDA) [149].

З-за того, що ПТФЕ не розчинюється ні в одному із розчинників, нанесення його плівкою є важкою задачею. Деякі автори пропонували застосовувати модифікований киснем розчинний фторполімер (Teflon AF і ін.) і нанопорошок політетрафторетилену [150-153]. Іншим варіантом нанесення плівок є використання методу газової фази: плазмова полімеризація перфтормономерів [153-155], магнетронне, синхротронне [157,158], рентгенівське [159] або лазерне розпорошення мішені [160,161]. Пропоновані, також, термічна дисоціація фторованих з’єднань [162], випаровування при електроннопроменевій обробці [163-165], випаровування політетрафторетилену з активацією виділених в газову фазу продуктів [166-167]. Останній варіант отримання плівок із газової фази є придатним для нанесення полімеру на ІОЛ.

В основі методу отримання плівки ПТФЕ лежать процеси деградації полімера з розщіпленням макромолекули. Для випаровування полімерів і формування полімерної плівки на підкладці був використаний метод нагріву несфокусованим електричним струмом, який, при необхідності, здійснював також електронну

активацію випаруваного полімеру. Згідно [149, 168] ПТФЕ є повністю біосумісним з тканинами людини та дозволений для медичного використання. Більше того, завдяки його гідрофобності до всіх речовин, він перешкоджає розвитку бактерій та наростанню епітеліальних клітин, що провокують різного типу ускладнення та розвиток вторинної катаракти після імплантації ІОЛ. Згідно розрахунків, (формули 3.2 – 3.11), акрилова ІОЛ з показником заломлення 1,55 повинна бути покрита шаром ПТФЕ товщиною від 50 до 150 нм, шорсткістю $R_a = 35$ - 50 нм з показником заломлення $n_{01} = 1,42$. Для напилення плівки ПТФЕ на ІОЛ була задіяна установка вакуумного напилення УВН-74 (рис.52), Інституту фізики напівпровідників імені В.Є. Лашкарьова НАН України. Установка використовувалась із завантаженим в неї обертовим диском, на якому містились три кремнієві свідки та інтраокулярна лінза.

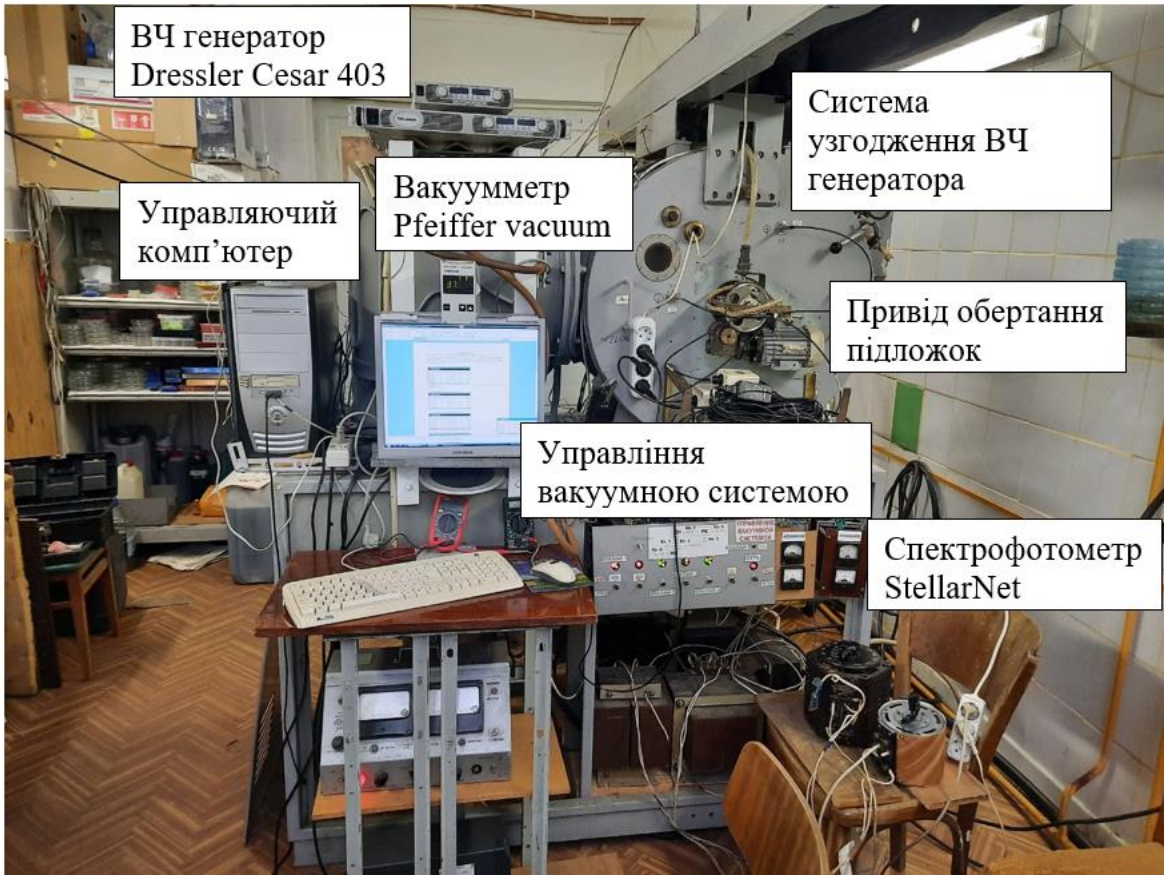


Рис.52 Установка вакуумного напилення УВН-74

Діаметр камери УВН-74 становить 0,7 м і глибина її 0,5 м. В камері містилися 2 електронних і 1 резистивний випаровувачі. Високий вакуум досягався за 60 хвилин. Габарити установки становлять 1500 х 2710 х 2150 мм, маса 1250 кг.

Вироби, призначені для нанесення на них шару полімеру, встановлювались в тримачі обертового барабана та в процесі напилення оберталися навколо своїх вісей для рівномірного покриття всіх поверхонь.

З-за того, що при випаровуванні ПТФЕ швидкість росту плівки, що утворюється, низька, для прискорення процесу проводилась активація продуктів розкладання ПТФЕ прискореними електронами [160, 164]. Такий прийом дозволяє збільшити швидкість росту плівки в п'ять разів [169]. На структуру і властивості плівок впливають тиск газоподібних продуктів розкладання, струм і напруга електронної активації. Встановлено, що плівки ПТФЕ, утворені з газової фази, мають найбільш однорідний рельєф поверхні при товщині в інтервалі від 30 нм до 10 мкм [170, 171, 172]. В нашому випадку, проводилось напилення плівок товщинами 50, 100 та 150 нм, що потрапляють у вказаний інтервал та мають поверхню потрібної якості.

Контроль атомних і молекулярних потоків ПТФЕ, що випаровувався, проводився методом вимірювання частоти коливань кварцового резонатора. Даний метод дозволяє перерахувати зміну частоти кварцового резонатора в товщину плівки. Для точного вимірювання товщини нанесеної плівки була використана система, яка включала в себе чотирьохканальний системний вимірювач товщини Sigma Instruments SQM - 242, спектрофотометр StellarNet, ВЧ генератор Dressler Cesar 403, вакуумметр Pfeiffer vacuum, джерело світла, оптоволоконні провідники світла і вакуумні вводи випромінювання в камеру.

Для нанесення плівки задіяна система обертання тримача підкладок і скляного диску (рис.53), на якій відбувався вимір спектра оптичного пропускання плівок

безпосередньо під час нанесення ПТФЕ у вакуумі. Така система дозволяла не тільки аналізувати явища агрегації або самоорганізації плівок в залежності від умов зростання і наносити рівномірні по концентрації плівкоутворюючих компонентів покриття, але й створювати градієнтні по концентрації зразки за одне напилення [169].

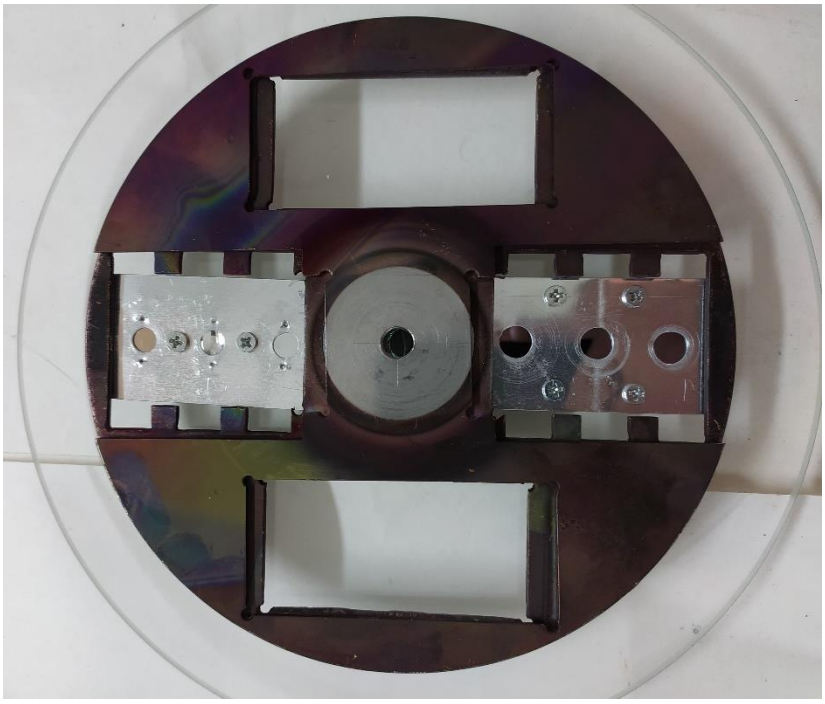


Рис.53 Обертовий скляний диск із завантаженими зразками

На обертовий диск були завантажені ІОЛ, кремнієвий свідок та скляний свідок 25,4х76,2 мм. За даними калібровки зміна частоти кварцевого вимірювача на 76 Гц, відповідала напорошенню ПТФЕ товщиною 1 нм.

В першому випадку для напорошення 50 нм політетрафторетилену початкова частота кварцевого вимірювача 5 808 976,9 Гц.

На рис.54 представлені початкові параметри напилення ПТФЕ устаткуванням та на рис.55 кінцеві.

Σ Input Readings

	Rate (A/s)	Thick (kA)	Freq. (Hz)	Life (%)	Control
Sensor 1	.08	-0.016	5881575.9	88.2	NONE
Sensor 2	.02	-0.019	5892518.4	89.3	NONE
Sensor 3	.14	-0.010	5808976.9	80.9	PTFE
Sensor 4	.00	0.000	Fail	?	None

Рис.54 Початкові параметри УВН-74 для напилення 50 нм ПТФЕ

Напруга електронної активації 0,8 кВ

Сила струму електронної активації 10 мА

Температура 20 ºС

Тиск $1{,}4*10^{-4}$ мм рт. ст.

Σ Input Readings

	Rate (A/s)	Thick (kA)	Freq. (Hz)	Life (%)	Control
Sensor 1	-.02	0.317	5881053.5	88.1	NONE
Sensor 2	.04	0.562	5891606.2	89.2	NONE
Sensor 3	-.08	0.830	5805129.4	80.5	PTFE
Sensor 4	.00	0.000	Fail	?	None

Рис.55 Кінцеві параметри УВН-74 для напилення 50 нм ПТФЕ

Напруга електронної активації 0,8 кВ

Сила струму електронної активації 10 мА

Температура 352 ºС

Тиск $2{,}8*10^{-4}$ мм рт. ст.

Вихідна частота 5808977 Гц, кінцева частота 5 805 129 Гц, різниця 5808977 – 5 805 129 = 3848 Гц, що відповідає товщині плівки 50,6 нм.

В другому випадку для напорошення 100 нм ПТФЕ, вихідна частота кварцевого вимірювача становила 5 903 571 Гц, яка кратно зменшувалася на 76 Гц, цим самим даючи можливість контролювати приріст плівки ПТФЕ.

На рис. 56 представлені початкові параметри напилення ПТФЕ устаткуванням та на рис. 57 кінцеві.

Σ Input Readings

	Rate (A/s)	Thick (kA)	Freq. (Hz)	Life (%)	Control
Sensor 1	.01	0.000	5971780.2	97.2	NONE
Sensor 2	-.01	0.000	5947963.3	94.8	NONE
Sensor 3	-.13	0.000	5903570.4	90.4	PTFE
Sensor 4	.00	0.000	Fail	?	None

Рис. 56 Початкові параметри УВН-74 для напилення 100 нм ПТФЕ

Напруга електронної активації 0,8 кВ

Сила струму електронної активації 10 мА

Температура 26 ^{o}C

Тиск 6,3*10^{-5} мм рт. ст.

Σ Input Readings

	Rate (A/s)	Thick (kA)	Freq. (Hz)	Life (%)	Control
Sensor 1	.06	0.736	5970592.4	97.1	NONE
Sensor 2	.13	1.787	5945101.1	94.5	NONE
Sensor 3	.28	1.649	5895771.9	89.6	PTFE
Sensor 4	.00	0.000	Fail	?	None

Рис. 57 Кінцеві параметри УВН-74 для напилення 100 нм ПТФЕ

Напруга електронної активації 0,8 кВ

Сила струму електронної активації 10 мА

Температура 368 ºС

Тиск 6,8*10^{-5} мм рт. ст.

Вихідна частота кварцевого вимірювача становила 5 903 570 Гц, кінцева 5895772, різниця становить 7798 Гц, що відповідає товщині 102,6 нм.

В третьому випадку для напорошення ПТФЕ товщиною 150 нм початкова частота кварцевого вимірювача становила 5 802 752 Гц.

На рис. 58 представлені початкові параметри напилення ПТФЕ устаткуванням та на рис. 59 кінцеві.

Σ Input Readings

	Rate (A/s)	Thick (kA)	Freq. (Hz)	Life (%)	Control
Sensor 1	-.25	-0.084	5880740.4	88.1	NONE
Sensor 2	-.18	-0.093	5890774.3	89.1	NONE
Sensor 3	-.30	-0.129	5802752.3	80.3	PTFE
Sensor 4	.00	0.000	Fail	?	None

Рис. 58 Початкові параметри УВН-74 для напилення 150 нм ПТФЕ

Напруга електронної активації 0,8 кВ

Сила струму електронної активації 10 мА

Температура 42 ºС

Тиск 1,6*10^{-4} мм рт. ст.

Σ Input Readings

	Rate (A/s)	Thick (kA)	Freq. (Hz)	Life (%)	Control
Sensor 1	.17	0.911	5879182.8	87.9	NONE
Sensor 2	.35	1.870	5887690.5	88.8	NONE
Sensor 3	.38	2.368	5791351.7	79.1	PTFE
Sensor 4	.00	0.000	Fail	?	None

Рис. 59 Кінцеві параметри УВН-74 для напилення 100 нм ПТФЕ

Напруга електронної активації 0,8 кВ

Сила струму електронної активації 10 мА

Температура 373 ^{o}C

Тиск $1,3*10^{-4}$ мм рт. ст.

Вихідна частота кварцевого вимірювача становила 5 802 752 Гц, кінцева 5 791 352 Гц, різниця становить 11400 Гц, що відповідає товщині 150 нм.

За разультатами вимірювань частоти коливань кварцового резонатора на зразки ІОЛ були нанесені шари ПТФЕ товшинами 50,6, 102,6 та 150 нм.

3.4. Дослідження морфології нанесеного на інтраокулярні лінзи покриття

Для аналізу морфології зразків ІОЛ з нанесеними різної товщини шарами ПТФЕ використовувався зондовий мікроскоп NanoScope IIIa Dimension 3000^{TM} (рис. 60).

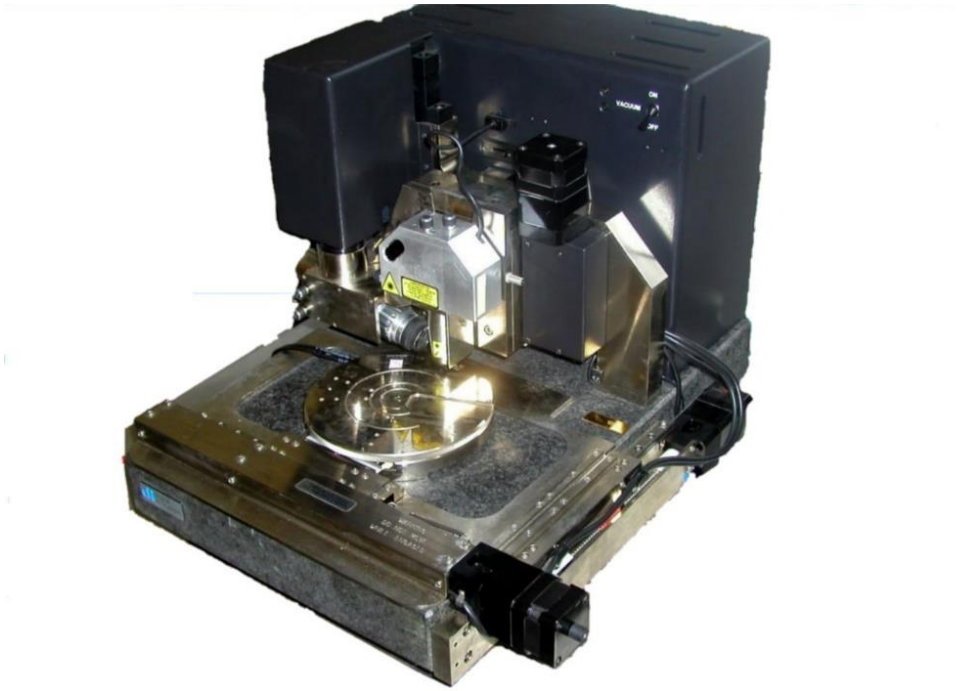


Рис.60 Зондовий мікроскоп NanoScope IIIa Dimension 3000^{TM}

NanoScope IIIa Dimension 3000^{TM} надає змогу реалізувати наступні методики:

- атомно-силова мікроскопія (на повітрі та у рідких середовищах);
- магнітна та електростатична мікроскопія; силова кельвін-зонд мікроскопія;
- провідна та ємнісна мікроскопія (картографування та локальні вольт-амперна характеристика і вольт-фарадна характеристика);
- тунельна мікроскопія (на повітрі);
- наноіндентування;
- елементи нанолітографії і наноманіпуляцій.

Дослідження зондовим мікроскопом нанесеної на ІОЛ плівки, товщина якої, згідно кварцового вимірювача, становила 50,6 нм, дало значення 53,6 нм (рис. 61).

Рис.61 Контрольне вимірювання товщини нанесеної на ІОЛ плівки ПТФЕ

З допомогою цього ж зондового мікроскопа, проведене дослідження якості поверхні нанесеного тефлону, результати вказані на рис.62.

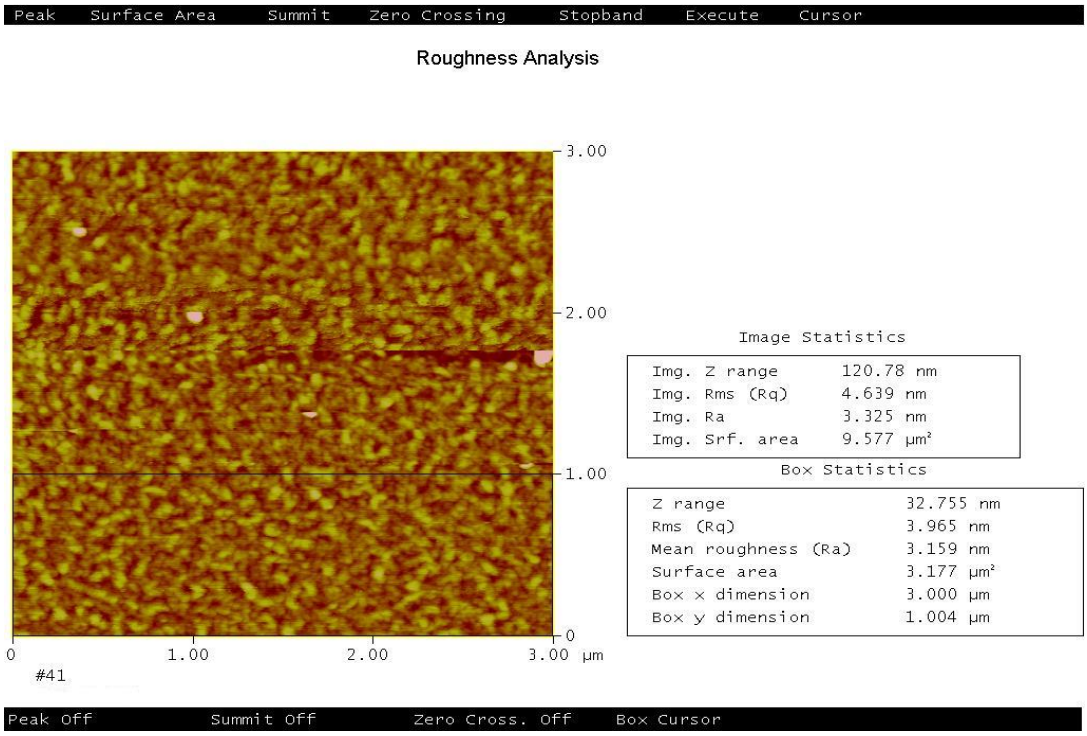


Рис. 62 Характеристика поверхні нанесеного шару ПТФЕ 53,606 нм

Mean — середнє значення всіх значень Z у замкнутій області. Середнє значення може мати від'ємне значення, оскільки значення Z вимірюються щодо значення Z, коли мікроскоп задіяний, тобто при максимальній площі виміру. Для першого випадку нанесення на лінзу 53.606 нм, Z=120,78 нм.

Surface area — тривимірна площина заданого поля, обрана площа дослідження. Це значення є сумою площі всіх трикутників, утворених трьома суміжними точками даних і становить 9,577 мкм^2. Інші характеристики даного поля дослідження:

Rms (Rq) — стандартне відхилення значень Z в межах даної області і обчислюється як:

$$R(q) = \sqrt{\frac{\sum(z_i - z_{ave})^2}{N}}, \text{ де} \quad (3.13)$$

де Z_{ave} — середнє значення Z у даній області;

Z_i — це поточне значення Z;

N — кількість точок у даній області.

В конкретному випадку Rq= 4, 639 нм

Mean roughness (Ra) — середнє значення шорсткості поверхні відносно центральної площини, обчислювалося, використовуючи:

$$R(a) = \frac{1}{L_x L_y} \int_0^{L_y} \int_0^{L_x} |f(x,y)|\, dx\, dy \text{ , де} \quad (3.14)$$

F(x,y) — розміри поверхні відносно центральної площини і L_x та L_y є вимірюваннями поверхні. $R(a) = 3{,}339$ нм

Показники в області дослідження 3, 177 мкм^2:

Rq= 3,965 нм;

R(a)= 3,159 нм.

При дослідженні зондовим мікроскопом нанесеної на ІОЛ плівки, товщина якої, згідно кварцового вимірювача, становила 102,6 нм, отримали співпадаюче значення 102,66 нм (рис. 63)

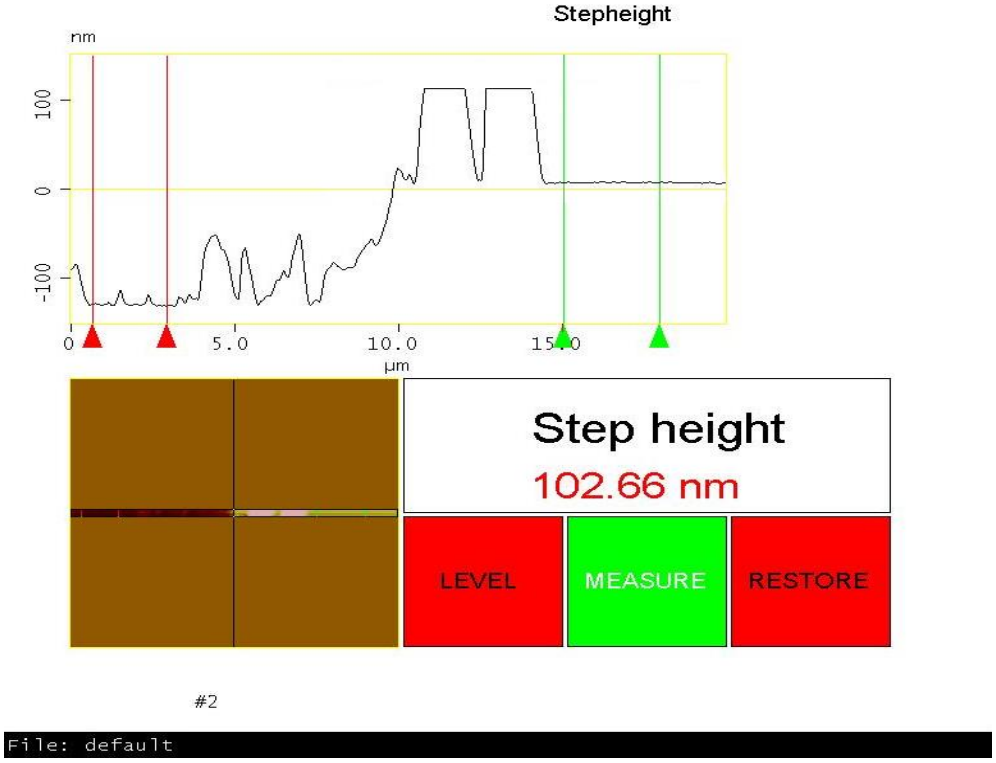


Рис.63 Контрольне вимірювання товщини плівки ПТФЕ на ІОЛ

Отримані кантилевером атомного силового мікроскопу значеня шорсткісті поверхні інтраокулярної лінзи при товщині напилення ПТФЕ 102, 66 нм вказані на рис.64.

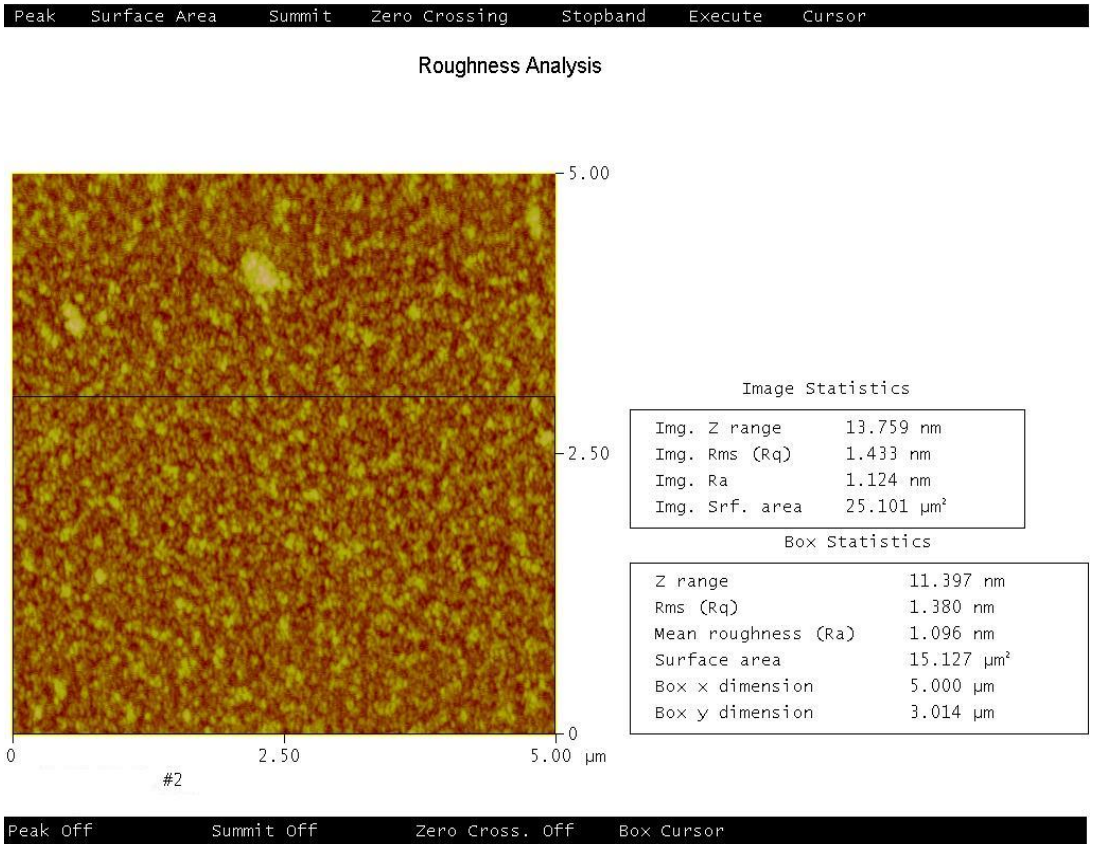


Рис. 64 Шорсткість поверхні для лінзи з шаром ПТФЕ 102,66 нм

Для площі дослідження (Surface area) 25,101 мкм^2, отримані наступні значення:

Z=13,759 нм;

Rq= 1,433 нм;

Ra= 1,124 нм.

Для поля дослідження 15, 127 мкм^2:

Z=11,397 нм;

Rq= 1,380 нм;

Ra= 1,096 нм.

При дослідженні зондовим мікроскопом нанесеної на ІОЛ плівки ПТФЕ, товщина якої, згідно кварцового вимірювача, становила 150 нм, отримали близьке значення 151,8 нм (рис.65).

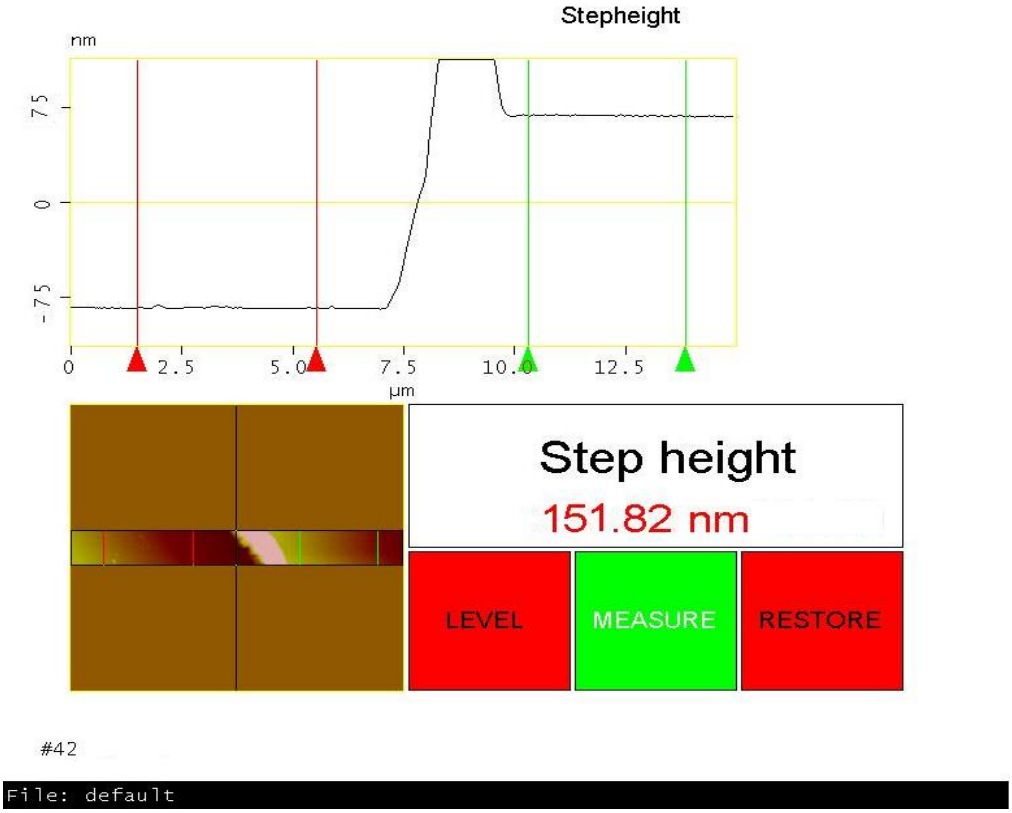


Рис.65 Контрольне вимірювання товщини нанесеної на ІОЛ плівки ПТФЕ

При аналізі морфології поверхні, отримані наступні значення шорсткості поверхні нанесеного політетрафторетилену (рис. 66).

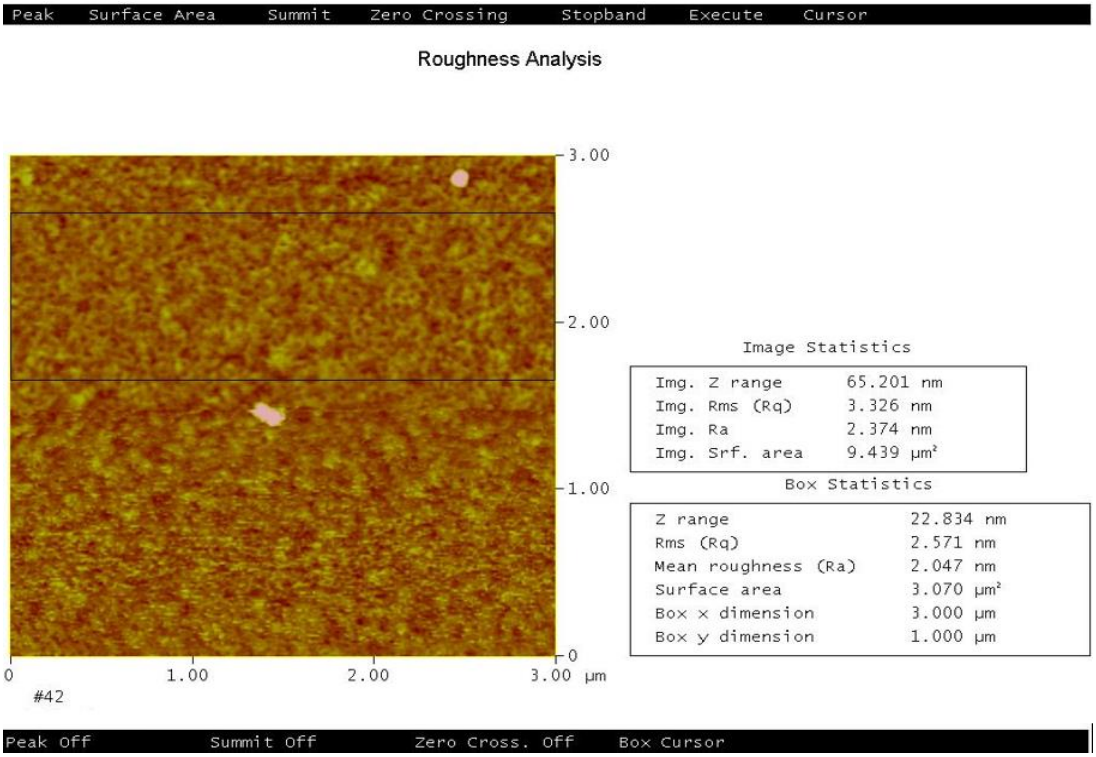


Рис.66 Шорсткість поверхні для лінзи з шаром ПТФЕ 151,82

Для площі дослідження (Surface area) 9,439 мкм^2, отримані наступні значення:

Z=65,201 нм;

Rq= 3,326 нм;

Ra= 2,374 нм.

Для поля дослідження 3, 070 мкм^2:

Z=22,834 нм;

Rq= 2,571 нм;

Ra= 2,047 нм.

Згідно результатів атомно-силової мікроскопії (АСМ), структура нанесених покритів є аморфною, розташування молекул ПТФЕ забезпечує потрібну товщину та якість поверхні на всіх трьох типах лінз.

3.5. Оцінка якості нанесеного на інтраокулярні лінзи покриття

Перед дослідженням якості нанесеного покриття ПТФЕ на ІОЛ, проводилась загальна оцінка поверхні лінзи за допомогою мікроскопа BX41 (Olympus Iberia, slr., Іспанія) при збільшенні x100X (рис. 67).

Рис. 67. Спостереження поверхні ІОЛ на мікроскопі BX41 Olympus

Аналіз поверхні лінзи при збільшенні x100 на мікроскопі BX41 Olympus, встановив відсутність механічних та інших дефектів, що могли бути викликані дією кантилевера при АСМ дослідженні.

У зв’язку з тим, що атомно-силовий мікроском має обмежений діапазон дослідження, аналіз проводився з допомогою просвітлючого мікроскопу. Для оцінки детальної структури покриття в лабораторії патоморфології з прозектурою Національного інституту серцево-судинної хірургії імені М.М. Амосова виконувалися поперечні перерізи ІОЛ. Для надання стабільного стану лінзи попередньо заморожувались в морозильній камері до -40 °C (рис. 68).

Рис. 68. Морозильна камера (праворуч) для підготовки ІОЛ до перерізу

Переріз лінз проводився на механічному мікротомі Leica CM 1100 (рис. 69), товщинами зрізів 100 мкм.

Рис.69 Механічний мікротом Leica CM 1100

Оцінка якості нанесеного на ІОЛ покриття, проводилось із використанням конфокального лазерного скануючого мікроскопа Zeiss LSM 510 META (рис. 70) в Інституті біохімії ім. О.В. Палладіна НАН України.

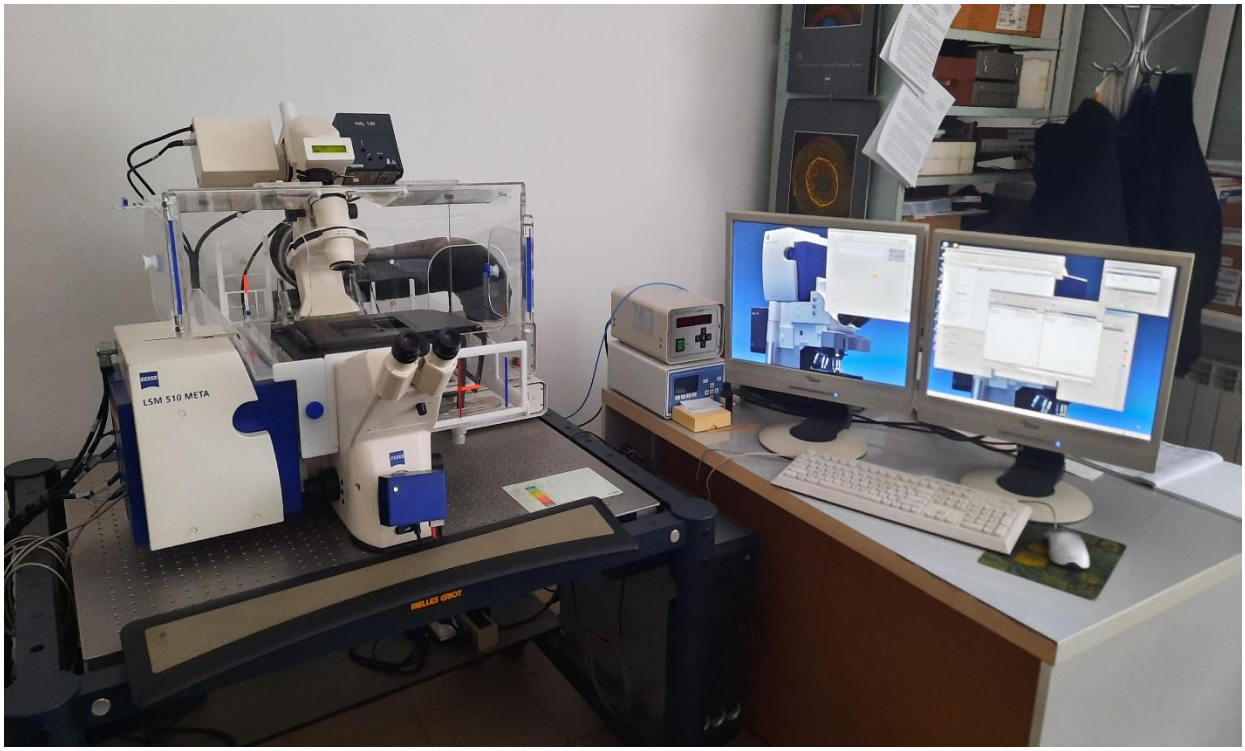


Рис. 70. Конфокальний лазерний скануючий мікроскоп Zeiss LSM 510 META

Мікроскопічна картина перерізів ІОЛ з напиленням ПТФЕ товщиною 50, 100 та 150 нм при дослідженні на мікроскопі Zeiss LSM 510 META, показана, відповідно, на рис. 71, 72 та 73.

Рис. 71. Переріз ІОЛ з напиленням ПТФЕ товщиною 50 нм, х125

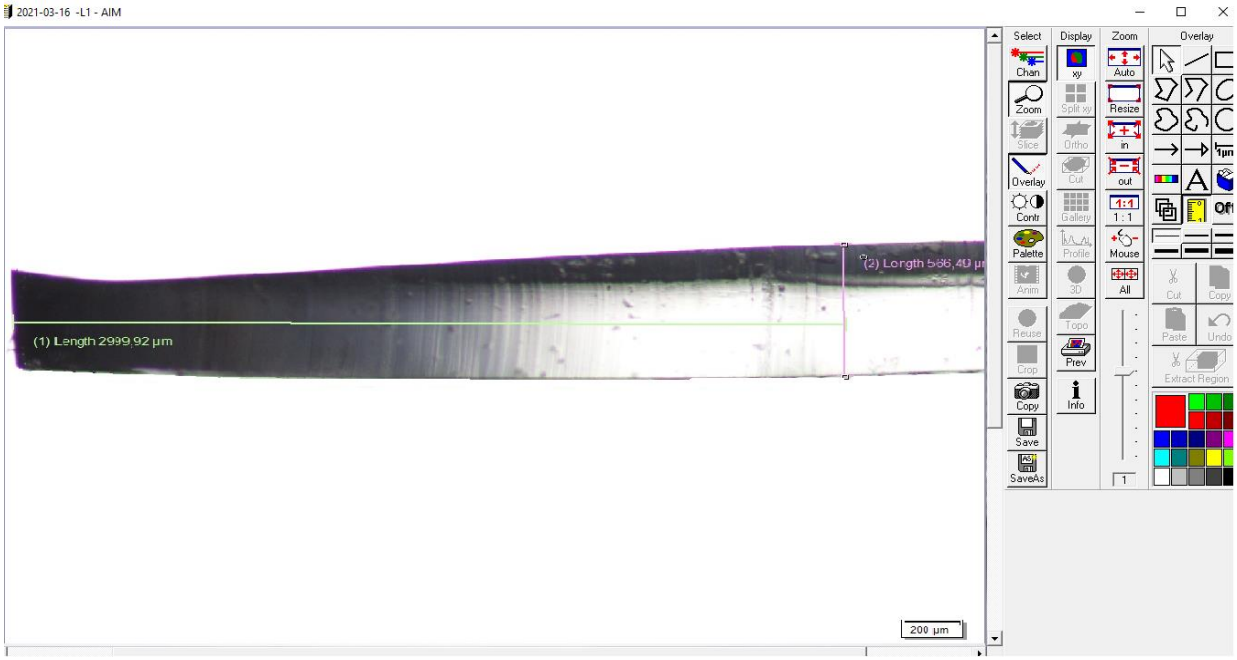


Рис. 72. Переріз ІОЛ з напиленням ПТФЕ товщиною 100 нм, х125.

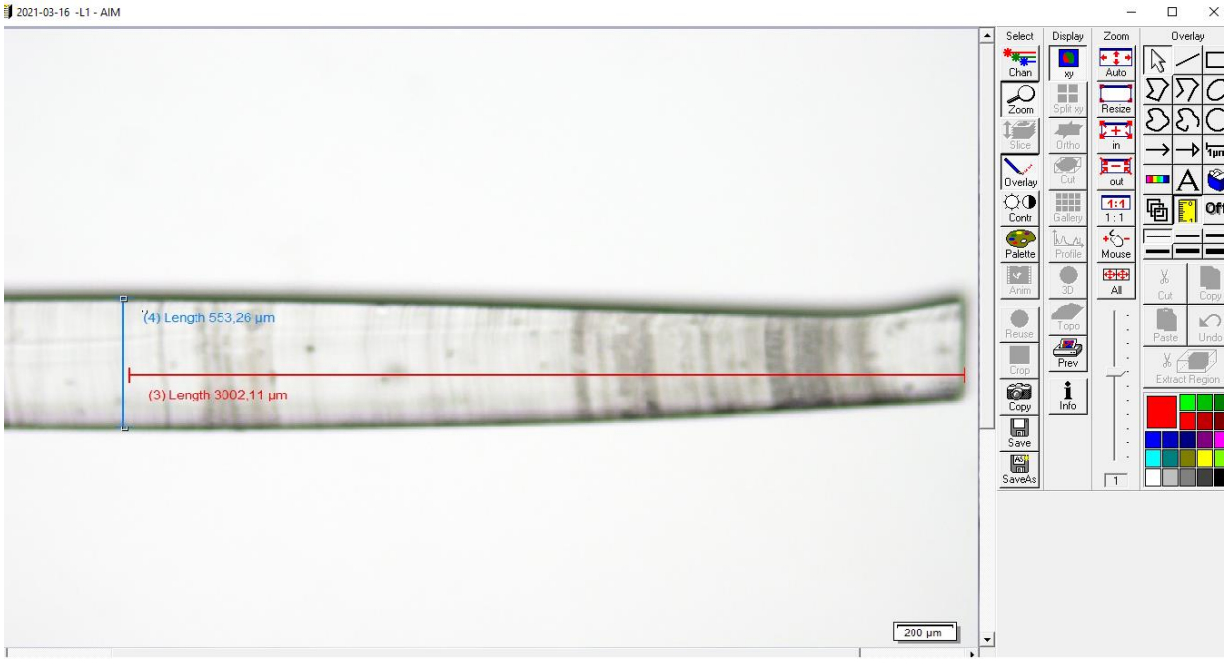


Рис. 73. Переріз ІОЛ з напиленням ПТФЕ товщиною 150 нм, х125.

З-за різниці рефракційного індексу, нанесене покриття при просвічуванні має інший відтіннок, ніж матеріал ІОЛ. На рис. 71 - 73 простежується рівномірний шар ПТФЕ по всій поверхні інтраокулярних лінз. В цілому, мікроскопічними дослідженнями морфології поверхні ІОЛ встановлена рівномірність товщини нанесених шарів ПТФЕ при відсутності видимих неоднорідностей.

3.6. Дослідження фокусних плям інтраокулярних лінз

Після напилення на лінзи шару ПТФЕ різної товщини, для оцінки фокусних плям ІОЛ було використано універсальний проекційний апарат з фотооптичною лавою “ФОС-115” (рис.74).

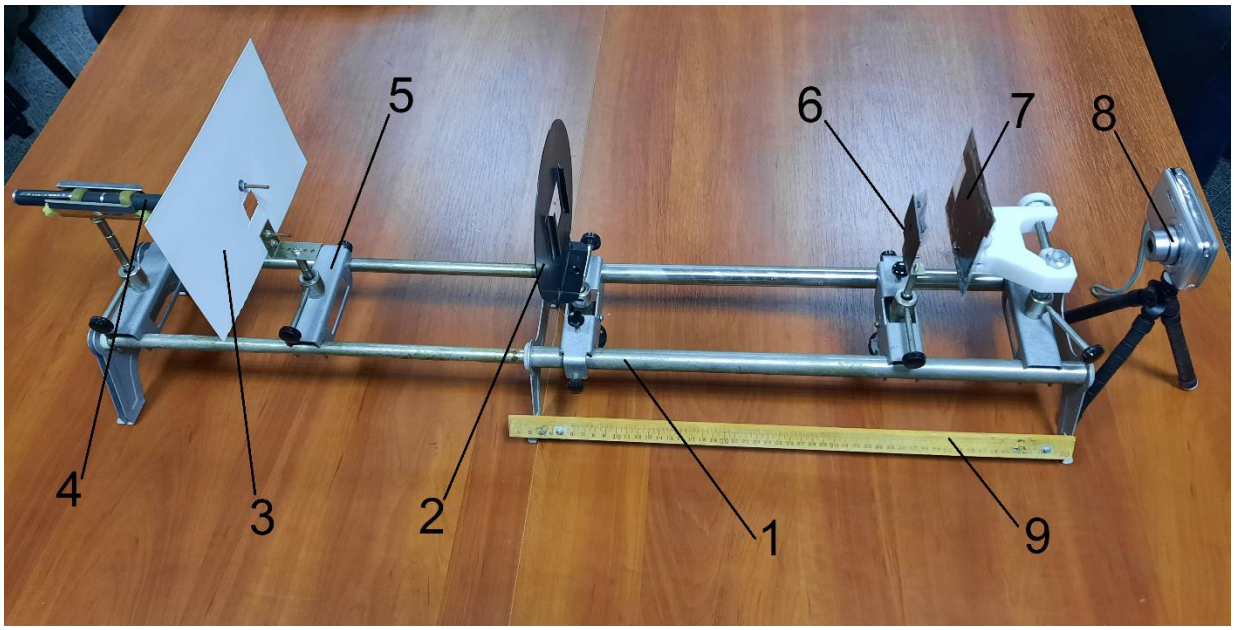


Рис.74 Універсальний проекційний апарат з фотооптичною лавою ФОС-115.

1– лава; 2– захисний екран 1; 3 – захисний щит 2; 4 – лазер; 5 – рейтери; 6 – інтраокулярна лінза; 7 – екран-світлофільтр; 8 –фотокамера; 9 – лінійка.

Для якісної візуальної оцінки, використаний лазерний випромінювач з довжиною хвилі 500 – 565 нм, що відповідає зеленому світлу, та фотоапарат. Проводилось дослідження 4-х типів інтраокулярних лінз, а саме лінзи без напилення політетрафторетилена та з напиленням ПТФЕ номінальною товщиною 50, 100 і 150 нм. Всі лінзи розміщувались на відстані найкращого фокусування на екрані, при якій розміри фокусних плям були мінімальними. Для усунення можливих похибок фокусування дослідження кожного типу ІОЛ проводилось по 10 разів з подальшим підрахунком середніх значень і стандартної похибки.

Отримані фотоапаратом зображення фокусних плям на екрані лави ФОС-115, завантажувались в середовище Solidworks. В програмному середовищі методом прив’язки до номінального розміру фото та маштабуванням зображення, проводились відповідні вимірювання розмірів фокусних плям. В першому випадку оцінювались фокусні плями ІОЛ без напилення, як вихідні (рис.75).

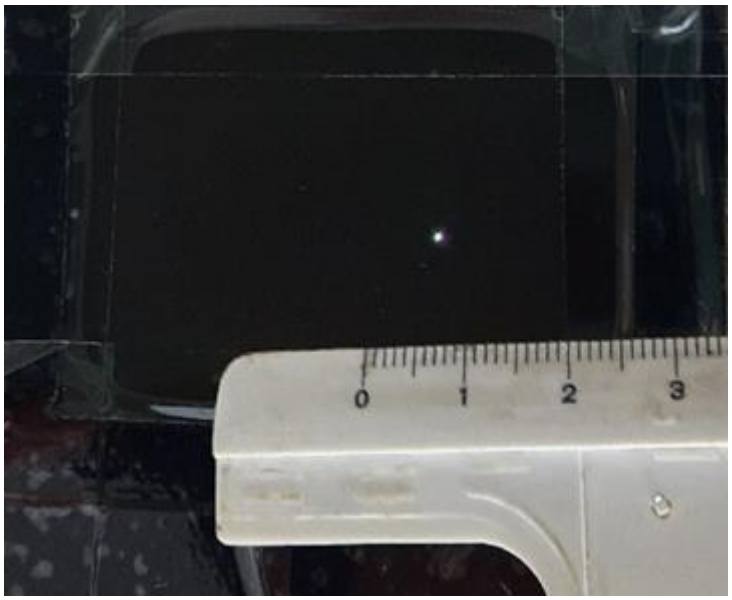


Рис. 75. Зображення на екрані фокусної плями лінзи без напилення

Середній розмір фокусної плями ІОЛ без напилення становив 0,94 +- 0,036 мм.

Після встановлення на оптичну лаву ФОС-115 ІОЛ з напиленням політетрафторетилену шаром товщиною 53,606 нм, проводилось фокусування лазерного джерела світла на екрані 7 та оцінка розміру фокусної плями (рис.76).

Рис.76. Зображення на екрані фокусної плями лінзи з напиленням шару ПТФЕ товщиною 53,606 нм

Середній розмір фокусної плями ІОЛ з напиленням товщиною 53,606 нм становив 0,76 +- 0,03 мм, що в порівнянні з розміром фокусної плями вихідної лінзи на 0,18 мм менше (P<0,01). Далі досліджувалися лінзи з товщиною напиленого шару ПТФЕ 102,66 та 151,82 нм (рис.77).

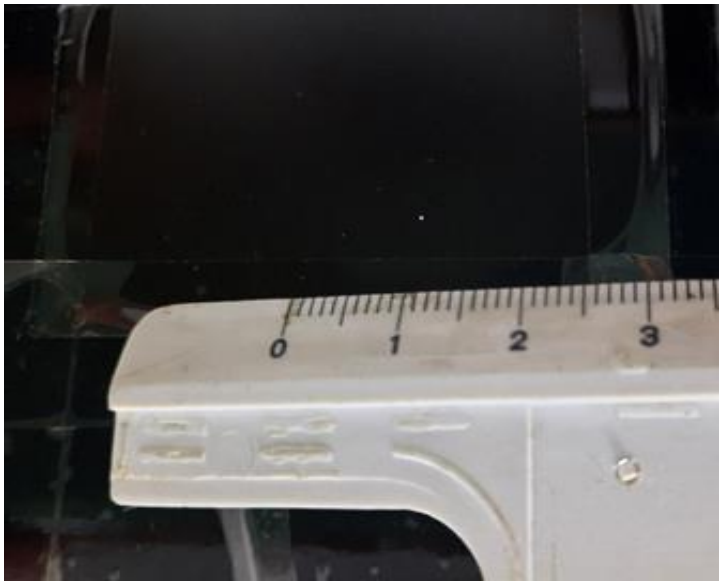


Рис.77. Зображення фокусної плями лінзи з напиленням 102,66 нм

Відповідно до отриманих в Solidworks результатів, середній розмір фокусної плями ІОЛ з напиленням 102,66 нм становив 0,33 +- 0,024 мм, тобто на 0,61 мм менше, ніж у ІОЛ без напилення, або в 2,85 рази (P<0,001).

При цьому, спираючись на дані [140], можна очікувати зменшення поздовжньої аберації в 8 разів, поперечної – в 23 рази, а хвильової – в 66 разів.

З допомогою програмного пакету Aber Lite, отримано графік хвильової аберації лінзи без напилиння ПТФЕ (рис.78) та лінзи з напилинням шару ПТФЕ товщиною 102,66 нм (рис.78) для трьох довижин хвиль, синього спектру (440 нм), зеленого (550 нм) та червоного (700 нм).

Компонента хвильової аберації, що відповідає дефокусуванню лінзи без напилення, має у ступінному розкладанні вигляд (3.15):

$$\Delta W(\rho)_p = p_{20}\rho^2 = p_{20}(\rho_x^2 + \rho_x^2) \quad (3.15)$$

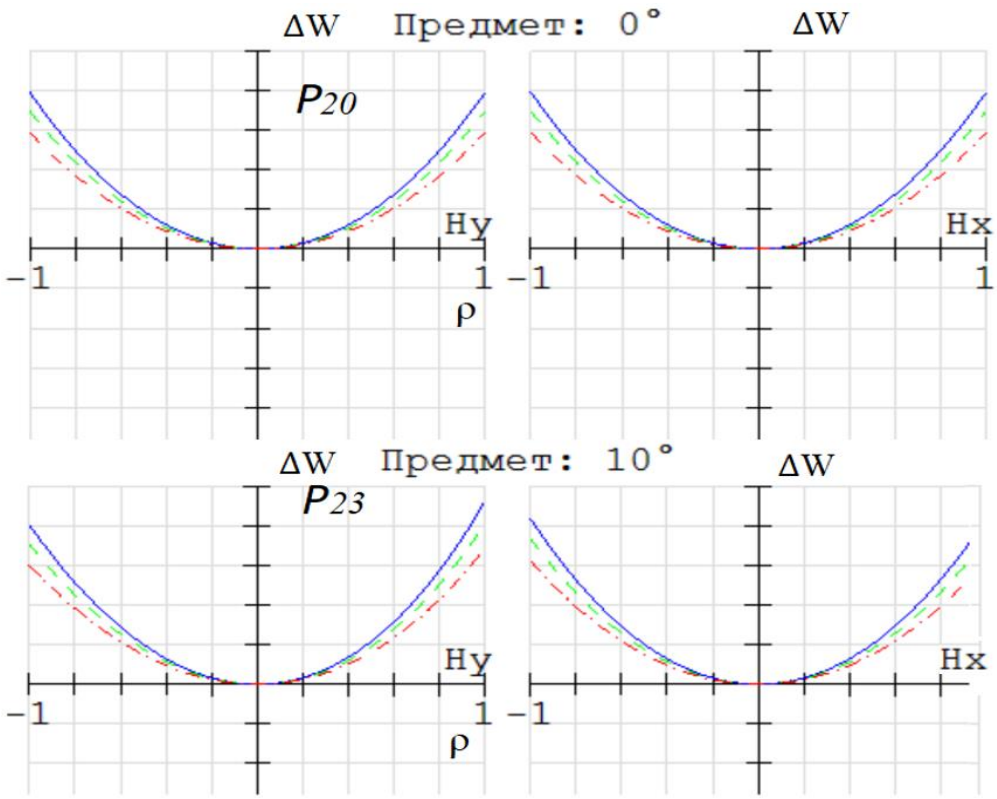


Рис.78. Хвильова аберація ІОЛ без напилення ПТФЕ в меридіальному і сагітальному перерізах

Для ІОЛ з напиленням ПТФЕ 102,66 нм компонента хвильової аберації має вигляд (3.16):

$$\Delta W(\rho)_p = p_{18}\rho^2 = p_{18}(\rho_x^2 + \rho_x^2) \quad (3.16)$$

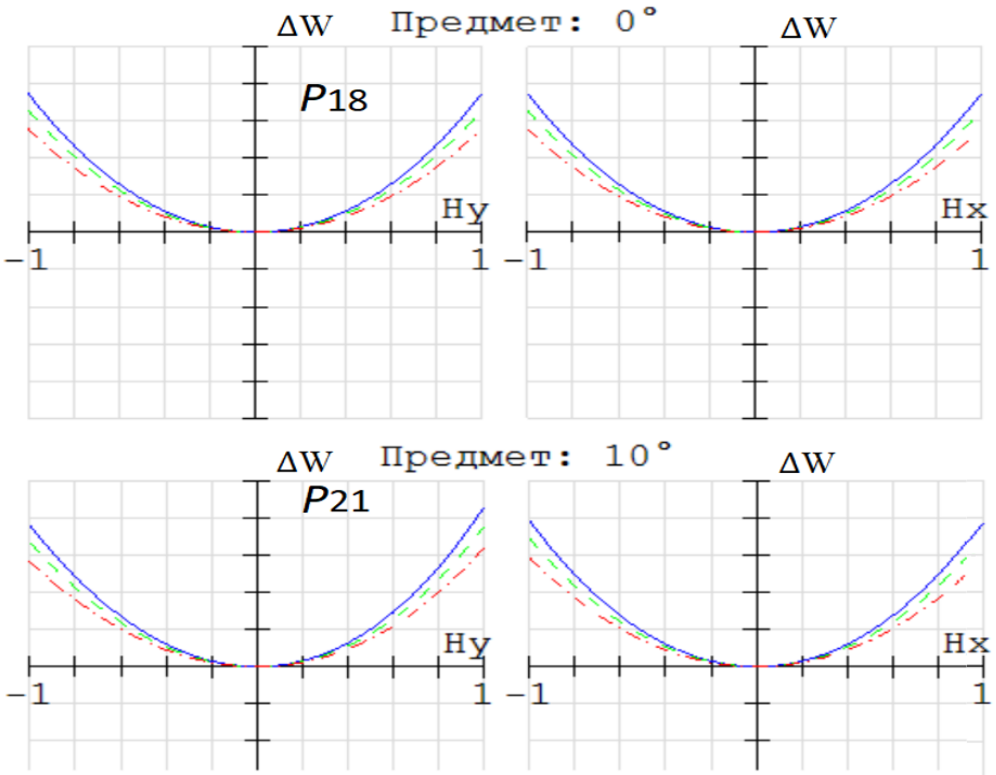


Рис.79. Хвильова аберація ІОЛ з напиленням ПТФЕ товщиною 102,66 нм в меридіальному і сагітальному перерізах

Згідно результатів моделювання в середовищі Aber, хвильова аберація світла з довжиною хвилі, що відповідає синій ділянці спектра, яке пройшло через лінзу з напиленням ПТФЕ товщиною 102,66 нм, менша, порівняно із абеоацією лінзи без напилення. Тобто, за рахунок нанесеного шару ПТФЕ, дефокусування лінзи зменшилось до *p18*.

При оцінці ІОЛ з напиленням товщиною 151,82 нм (рис. 80), помітно, що її фокусна пляма більша, ніж в двох попередніх дослідженнях.

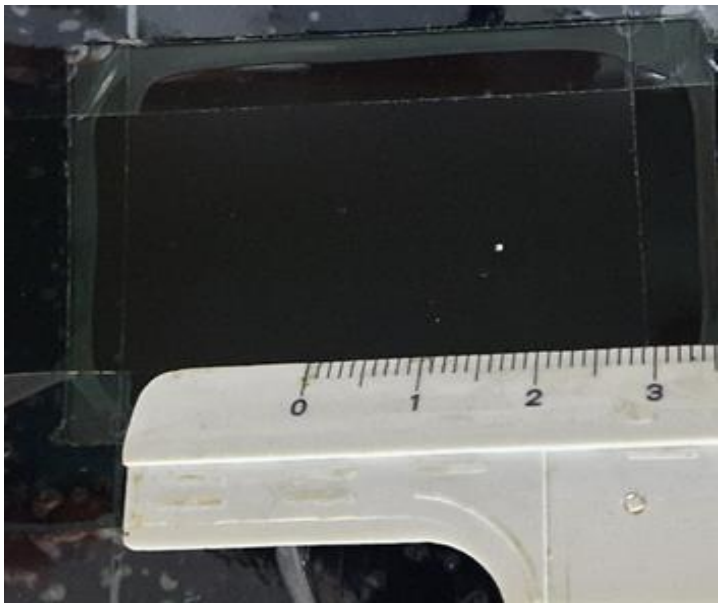


Рис. 80. Зображення фокусної плями лінзи з напиленням шару ПТФЕ товщиною 151,82 нм

Фокусуванням ІОЛ з напиленням товщиною 151,82 нм утворювалися фокусні плями помітно більші, ніж в попередніх дослідженнях (рис. 74 - 76). Вимірюваннями визначено, що середній розмір фокусної плями ІОЛ з напиленням товщиною 151,82 нм становив 0,87 +- 0,033 мм і суттєво не відрізнявся від середнього розміру фокусних плям ІОЛ без напилення (P>0,05).

Результати досліджень ІОЛ на оптичній лаві ФОС-115 вказують, що для отримання мінімальних розмірів фокусної плями та, відповідно, лінз із покращеними оптичними характеристиками, доцільно використовувати ІОЛ з напиленням ПТФЕ шаром товщиною близько 100 нм. При цьому розміри фокусної плями зменшуються в 2,8 разів, порівняно із розмірами фокусної плями вихідної лінзи (без напилення). Якщо взяти до уваги, що радіус фокусної плями є еквівалентом параметра y' (рис. 44), то зменшення розмірів фокусної плями в 2,85 рази може свідчити про зменшення поздовжньої аберації приблизно в 8 разів, поперечної – в 23 рази, а хвильової – в 66 разів.

3.7. Дослідження поздовжньої сферичної аберації інтраокулярних лінз

Після напилення на інтраокулярні лінзи ПТФЕ товщинами 50, 100 та 150 нм, що було проведене в Інституті фізики напівпровідників ім. В.Є. Лашкарьова НАН України Національної академії наук України, здійснювалось дослідження ІОЛ на величину поздовжньої сферичної аберації.

Дослідження проводилось в Білоруському державному університеті, Фізичний факультет, кафедра фізичної оптики і прикладної інформатики. Для дослідження було взято 40 інтраокулярних лінз, що виготовлені з поліметилметакрилату, 10 з яких були без напилення ПТФЕ та 30 з напиленням шару ПТФЕ різної товщини.

Для отримання значення величини аберації використане устаткування, що включало в себе коліматор з фокусною відстанню об'єктива f_k = 1600 мм, досліджувані і вихідні лінзи, відліковий мікроскоп зі шкалою поздовжнього переміщення з ноніусом, циліндричний і сферичний конденсори, розсувна щілина, точкова діафрагма, змінні екрани з парними отворами, ртутна лампа з джерелом живлення, світлофільтр. Установка для вимірювання поздовжньої сферичної аберації монтувалась на оптичній лаві ОСК-2 за схемою, наведеною на (рис.81).

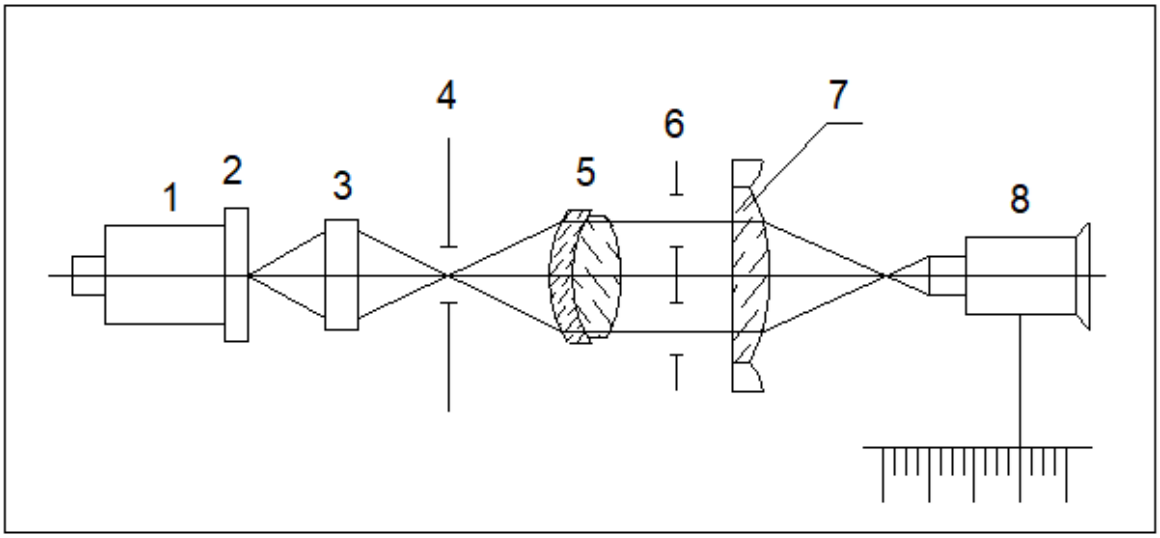


Рис.81 Оптична схема установки для вимірювання поздовжньої сферичної аберації

1- джерело світла (ртутна лампа), 2- світлофільтр, 3- циліндричний конденсор, 4- розсувна щілина або діафрагма, 5- об'єктив коліматор, 6- змінні екрани з парними отворами, слугуючі для виділення вузьких пучків променів, 7- досліджувана оптична система в тримачі, 8 - відліковий мікроскоп.

Промені від джерела 1 проходять світлофільтр 2, конденсор 3 і освітлюють розсувну щілину або діафрагму 4, встановлену в фокальній площині об'єктива коліматора 5. Паралельним пучком на виході з коліматора промені падають на екран 6, який встановлюється так, щоб його отвори були паралельні щілині 4. Вузькі пучки променів, проходять через парні симетрично розташовані отвори екрану, утворюють в фокальній площині оптичної системи 7 дві дифракційних картини, що складаються з нульового (центрального) дифракційного максимуму і двох максимумів першого порядку (рис.82б), які спостерігають в мікроскоп 8.

Для вимірювання поздовжньої сферичної аберації використовували метод візуальних фокусувань Лінника. Її оцінюювали величиною поздовжніх перефокусувань, (від початкового зображення, рис.82б до результуючого, рис.82а), відлікового мікроскопа на зображеннях розсувної щілини 4, отриманих при різних висотах h променів, падаючих на вхідні зіниці досліджуваної оптичної системи. Переміщуючи мікроскоп уздовж оптичної осі, знаходили його положення, при якому дифракційні картини від двох отворів змінних екранів (рис. 82б) поєднуються в одну (рис.82а).

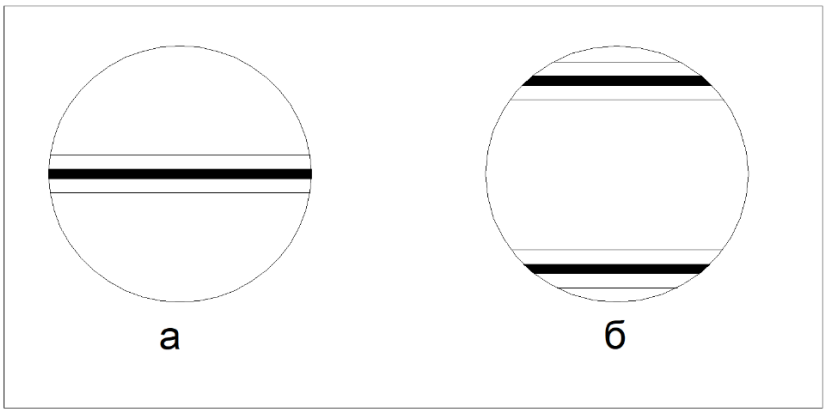


Рис. 82 Дифракційні картини, що спостерігають в мікроскоп

Поздовжню сферичну аберацію характеризують різницею:

$$\delta S' = |\delta S_h' - \delta S_0'|, \text{ де} \quad (3.17)$$

$\delta S_0'$- початковий відлік за шкалою поздовжнього переміщення мікроскопа, сфокусованого на зображенні розсувної щілини в параксіальних променях, рис.82а; $\delta S_h'$ - аналогічні відліки при перефокусуваннях від рис. 82б до рис. 82а в променях, що падають на вхідну зіницю оптичної системи на висоті h.

Для отримання найбільшої різкості дифракційної картини ширина розсувної щілини або діаметр діафрагми повинен задовольняти умову:

$$\boldsymbol{b} \leq \frac{\boldsymbol{\lambda f_k}}{\boldsymbol{2d}}, \text{ де} \quad (3.18)$$

$\boldsymbol{d} = (\boldsymbol{0,01} \div \boldsymbol{0,02}) \cdot \boldsymbol{f_c}$;

f_c - фокусна відстань досліджуваної системи;

f_k - фокусна відстань об'єктива коліматора;

λ - довжина хвилі світла.

Збільшення мікроскопа підбиралося виходячи з умови, що дифракційна смуга видима через мікроскоп під кутом не менше 0,5°, і розраховувалась за формулою:

$$\Gamma \geq \frac{k \cdot d}{\lambda \cdot f_c}, \text{ де} \quad (3.19)$$

k≈3мм - емпіричний коефіцієнт.

Вимірювання проводилось в такій послідовності:

1. Виведення фокальної площини коліматора для отримання на виході об’єктива коліматора паралельного пучка променів, при встановленні розсувної діафрагми в фокусі коліматора, тобто отримання зображення предмета на нескінченності в умовах лабораторії.

2. Розрахунок за формулою (3.18) ширини розсувної щілини 4, використовуючи значення f_k = 1600 мм, f_c = 7,65мм, λ = 0,546 мкм, і встановлення її горизонтально в фокальній площині коліматорного об'єктива 5 (рис. 82).

3. Фокусування на щілину 4 за допомогою циліндричного конденсора 3 зображення джерела 1 у вигляді вузької горизонтальної смуги.

4. Розрахунок за формулою (3.19) збільшення мікроскопа Г і апертури A = D / 2 f_c досліджуваної системи (лінзи), прийнявши f_c = 7,65 мм і замірявши діаметр D її вхідної зіниці. З урахуванням цих данних, підбір потрібних для роботи об'єктива і окуляра мікроскопа.

5. Для оптимального сприйняття зором і отримання якісної дифракційної картини, рис. 81, використовували зелений світлофільтр з довжиною хвилі λ = 0,546 мкм.

6. Вимірювання вихідних і досліджуваних лінз проводили по шість разів, дані відлікового мікроскопа усереднювали з точністю 0,1 мм.

7. Встановивши попередньо відлік за ноніусом мікроскопа на поділку 40,0 мм (величина $\delta S_0'$), закріпляли рейтер мікроскопа на оптичній лаві. Встановлювали вихідну лінзу 7 після об'єктива 5 коліматора, переміщували рейтер з мікроскопом по оптичній лаві для отримання різкого зображення розсувної щілини (рис. 81).

8. Встановивши перед вихідною лінзою 7 екран з парними отворами 6 з діаметрами 2, 4 та 6 мм, по черзі поздовжнім переміщенням мікроскопа проводили перефокусування від початкового зображення, рис. 82б до результуючого, рис. 82а, і знявши відліки мікроскопа визначали величини $\delta S_h'$. Далі, знаходили величину $\delta S'$ поздовжньої сферичної аберації вихідної лінзи як: $\delta S'=|\delta S_h'-\delta S_0'|$.

9. Замінивши вихідну лінзу 7 на досліджувану лінзу 7, проводили аналогічні шість вимірювань, результати усереднювали. Знаходили величину $\delta S'_{досл}$ поздовжньої сферичної аберації досліджуваних лінз $\delta S'_{досл} = | \delta Sh'_{досл} - \delta S0'_{досл} |$.

10. Послідовність дій повторювали три рази для ІОЛ з напиленням ПТФЕ номінальною товщиною 50, 100 і 150 нм. Результати дослідження занесені в додаток Б та до таблиць 3.1, 3.2, 3.3 та 3.4 відповідно.

При визначенні величини поздовжньої сферичної аберації ІОЛ можливі похибки, пов’язані із технічними чинниками. Для зниження впливу цих похибок і отримання вірогідних даних, підраховувалися середні арифметичні значень.

Таблиця 3.1. Показники відлікового мікроскопа при дослідженні ІОЛ без напилення.

h=2 мм			h=4 мм			h=6 мм		
$\delta S_0'_{вих}$	$\delta S_h'_{вих}$	$\delta S'_{вих}$	$\delta S_0'_{вих}$	$\delta S_h'_{вих}$	$\delta S'_{вих}$	$\delta S_0'_{вих}$	$\delta S_h'_{вих}$	$\delta S'_{вих}$
40,0	39,9	0,1	40,0	39,4	0,6	40,0	38,7	1,3

Результати дослідження ІОЛ з напиленням шару ПТФЕ товщиною 50 нм, наведені в табл. 3.2.

Таблиця 3.2. Показники відлікового мікроскопа при дослідженні ІОЛ з напиленням шару ПТФЕ товщиною 50 нм.

50 нм	№	h=2 мм			h=4 мм			h=6 мм		
		$\delta S_0'_{досл}$	$\delta S_h'_{досл}$	$\delta S'_{досл}$	$\delta S_0'_{досл}$	$\delta S_h'_{досл}$	$\delta S'_{досл}$	$\delta S_0'_{досл}$	$\delta S_h'_{досл}$	$\delta S'_{досл}$
	1	40,0	39,9	0,1	40,0	39,7	0,3	40,0	38,75	1,25

З допомогою ліцензійного пакета SPSS Statistics 19 та Microsoft Excel 2016 на базі операційної системи Windows 10, проводилась статистична обробка отриманих цифрових даних для кожного з досліджень.

В залежності від характера даних і цілей вимірювань використовувались відповідні методи статистичного аналіза. Для представлення результатів в формі

кількісних показників використовували значення середнього арифметичного (M) і стандартного (середньоквадратичного) відхилення (σ). Для оцінки різниць при нормальному розподіленню в двох незалежних вибірках, використовувався t-критерій Стьюдента по формулі:

$$t = \frac{|M_1 - M_2|}{\sqrt{m_1^2 + m_2^2}}, \text{ де} \quad (3.20)$$

$$m = \frac{\sigma^2}{n-1} \quad (3.21)$$

Число ступенів свободи:

$$k = (n_1 + n_2) - 2 \quad (3.22)$$

Після цього, визначали критичне значення t-критерія Стьюдента для потрібного рівня значимості, не гірше p<0,05.

Результати, отримані при дослідженні поздовжньої сферичної аберації в різних зонах ІОЛ з напиленням товщиою 50 нм, наведені в таблиці 3.3 в порівнянні із показниками ІОЛ без напилення.

Таблиця 3.3. Результати статистичної обробки даних позонних досліджень ІОЛ без напилення та з напиленням шару ПТФЕ товщиною 50 нм

N=10	M (мм)	Різниця	m	t	P
Вих. 2 мм	0,1		0,0076		
50 нм 2 мм	0,1	0	0,00394	0	1
Вих. 4 мм	0,6		0,00422		
50 нм 4 мм	0,3	0,3	0,00516	35,58	<0,001
Вих. 6 мм	1,3		0,0042		
50 нм 6 мм	1,25	0,05	0,00211	11,86	<0,001

Різниця значень аберації в центральній зоні не виявлена. Але встановлено суттєве зменшення поздовжньої сферичної аберації досліджуваної ІОЛ в зонах 4 та

6 мм (P<0,001), що свідчить про позитивний ефект нанесення на ІОЛ шару ПТФЕ.

Графіки залежності аберації ІОЛ без напилення та з напиленням шару ПТФЕ товщиною 50 нм від діаметра отворів діафрагми, показані на рис. 83.

Рис.83 Поздовжня сферична аберація в різних зонах вихідної та досліджуваної лінзи із шаром ПТФЕ товщиною 50 нм

На графіку h - це діаметр отворів в екрані парних діафрагм 6 рис.80, розташованих вертикально і симетрично щодо центру оптичної системи (лінзи) 7. За формулою (9) визначали величини δS', $\delta S'_{досл}$ і будували графіки поздовжньої сферичної аберації для вихідної і досліджуваної лінз, відкладаючи по осі абсцис значення h, а по осі ординат δS' та $\delta S'_{досл}$.

Результати дослідження поздовжньої сферичної аберації ІОЛ з напиленням шару ПТФЕ товщиною 100 нм наведені в таблиці 3.4.

Таблиця 3.4. Показники відлікового мікроскопа при дослідженні ІОЛ з напиленням шару ПТФЕ товщиною 100 нм.

100 нм	№	h=2 мм			h=4 мм			h=6 мм		
		$\delta S_0'$досл	$\delta S_h'$досл	$\delta S'$досл	$\delta S_0'$досл	$\delta S_h'$досл	$\delta S'$досл	$\delta S_0'$досл	$\delta S_h'$досл	$\delta S'$досл
	1	40,0	40,0	0	40,0	39,85	0,15	40,	38,9	1,1

У випадку дослідження через діафрагму діаметром 2 мм ІОЛ з напиленням ПТФЕ шаром 100 нм поздовжньої сферичної аберації не виявлено. Напилення ПТФЕ товщиною 100 нм на лінзу в центральній області виявилося найбільш ефективним.

Таблиця 3.5. Результати статистичної обробки даних позонних досліджень ІОЛ без напилення та з напиленням шару ПТФЕ товщиною 100 нм.

N=10	M (мм)	Різниця	m	t	P
Вих. 2 мм	0,1		0,0076		
100 нм 2 мм	0,0	0,1	0,0	13,16	<0,001
Вих. 4 мм	0,6		0,00422		
100 нм 4 мм	0,15	0,45	0,0014	91,02	<0,001
Вих. 6 мм	1,3		0,0042		
100 нм 6 мм	1,1	0,2	0,00149	44,72	<0,001

В цілому встановлено, що нанесення на ІОЛ шару ПТФЕ номінальною товщиною 100 нм призводило до суттєвого зменшення поздовжньої аберації у всіх досліджуваних зонах ІОЛ, при цьому в центральній зоні аберація не виявлялася.

Графіки залежності аберації ІОЛ без напилення та з напиленням шаром ПТФЕ товщиною 100 нм від діаметра діафрагми, показані на рис. 84.

Рис. 84. Поздовжня сферична аберація в різних зонах вихідної та досліджуваної лінзи із шаром ПТФЕ товщиною 100 нм

Результати визначення величини поздовжньої сферичної аберації ІОЛ з напиленням шару ПТФЕ товщиною 150 нм наведені в табл. 3.6.

Таблиця 3.6. Показники відлікового мікроскопа при дослідженні ІОЛ з напиленням шару ПТФЕ товщиною150 нм.

150 нм	№	h=2 мм			h=4 мм			h=6 мм		
		$\delta S_0'$досл	$\delta S_h'$досл	$\delta S'$досл	$\delta S_0'$досл	$\delta S_h'$досл	$\delta S'$досл	$\delta S_0'$досл	$\delta S_h'$досл	$\delta S'$досл
	1	40,0	39,75	0,25	40,0	39,45	0,55	40,	38,75	1,25

Таблиця 3.7. Результати статистичної обробки даних позонних досліджень ІОЛ без напилення та з напиленням шару ПТФЕ товщиною 150 нм.

N=10	M (мм)	Різниця	m	t	P
Вих. 2 мм	0,1		0,0076		
150 нм 2 мм	0,25	-0,15	0,00258	17,0	<0,001
Вих. 4 мм	0,6		0,00422		
150 нм 4 мм	0,55	0,05	0,0026	9,7	<0,001
Вих. 6 мм	1,3		0,0042		
150 нм 6 мм	1,25	0,05	0,00298	8,4	<0,001

Таким чином, виявлено, що не зважаючи на суттєве зменшення аберації в зонах 4 та 6 мм, шар ПТФЕ товщиною 150 нм вірогідно збільшує поздовжню аберацію в центральній зоні ІОЛ. Тому нанесення плівки ПТФЕ номінальною товщиною 150 нм на ІОЛ з метою покращення їх оптичних характеристик не є доцільним.

Графіки залежності аберації ІОЛ без напилення та з напиленням шаром ПТФЕ товщиною 150 нм від діаметра діафрагми, показані на рис. 85.

Рис. 85. Поздовжня сферична аберація в різних зонах вихідної та досліджуваної лінзи із шаром ПТФЕ товщиною 150 нм

При аналізі ІОЛ з напорошенням шару ПТФЕ товщиною 200 нм, відмічено, що плівка має молочно-білий колір та не є повністю прозорою. Більше того, покриття шаром ПТФЕ товщиною 200 нм є світлорозсіючим, що негативно впливає на пропускання світла. Даний ефект може бути пов’язаний з відсутністю дальнього порядку розташування частинок молекул, атомів, йонів і наявністю ближнього порядку, тобто закономірного розташування молекул одна відносно одної як геометричні (координаційне число). В аморфному розташуванні частинок, ці

закономірності зберігаються лише для невеликих відстаней, що становлять від 0,5 до 5 нанометрів[175].

Результати дослідження ІОЛ з напиленими шарами ПТФЕ номінальними товщинами 50 нм, 100 нм та 150 нм дають можливість стверджувати, що плівка ПТФЕ в багатьох випадках покращувала оптичні характеристики лінзи. Оскільки хвильова аберація пропорційна четвертому ступеню радіусу зони (y^4), поперечна – кубу (y^3), а поздовжня – квадрату радіуса (y^2), то при зменшенні поздовжньої аберації поперечна і хвильова здатні зменшуватися ще в більшій мірі. А тому, такі зміни поздовжньої аберації мають велике значення для покращення зображення, яке формується ІОЛ із напиленням шару ПТФЕ. Найбільш ефективним покриттям для зниження поздовжньої сферичної аберації виявилося напилення шару ПТФЕ товщиною близько 100 нм.

3.8. Висновки до розділу 3

При стандартній імплантації ІОЛ приблизно на відстані 1 мм від райдужної оболонки існує ризик появи негативних фотичних ефектів, іридодонезу та відшарування сітківки. Для зменшення ризику появи дисфотопсій, ІОЛ слід імплантувати на відстані не менше, як 4 мм від райдужки. При цьому феномен відбивання світла та засвітлення сітківки в 7 раз нижче ($f(x) = 0{,}0636$), ніж в лінзи в стандартній позиції ($f(x) = 0{,}45$). Для зменшення відбиття світла від поверхні акрилової лінзи з коефіцієнтом заломлення *n=1,55*, слід застосовувати покриття шаром ПТФЕ з показником заломлення *n=1,42* та шорсткістю поверхні $R_a = 35$ нм. Дане покриття ПТФЕ є антиадгезивним і не викликає наростання епітеліальних клітин та інших залишкових елементів, що попереджає розвиток вторинної катаракти. В запропонованій ІОЛ NVision Optics зменшення Френелівського відбиття становить більше ніж в 4 рази, в порівнянні з акриловою ІОЛ без покриття.

Моделюванням в середовищі Zemax, встановлене СКВ променів, які пройшли через таку ІОЛ, на рівні 2,97 мкм, порівняно із розміром диску Ейрі 3,6 мкм, що свідчить про дифракційну обмеженість лінзи і достатність для побудови лінзою моделі NVision Optics більш чіткого зображення. За допомогою програмного забезпечення Aber Lite, виявивлено, що МПФ ІОЛ NVision Optics при апертурній діафрагмі у вигляді кола (d=3 мм), порівняно з МПФ лінзи без ПТФЕ, більша, що свідчить про зменшення сферичної аберації. Робочим інтервалом канонічних частот для такої ІОЛ є 0,777, що вище, ніж в ІОЛ без шару політетрафторетилену, яке становить 0,5267.

Установка УВН-74 забезпечує нанесення шарів ПТФЕ потрібної якості, товщина яких становила відповідно 53,61 нм, 102,66 нм та 151,82 нм, які визначено мікроскопічними дослідженнями BX41 Olympus, конфокального скануючого мікроскопа LSM 500 META ZEISS та АС мікроскопа NanoScope IIIa Dimension 3000^{TM}. Доцільним є використання ІОЛ з напиленням ПТФЕ шаром 100 нм, тому що встановлено зменшення розмірів фокусних плям таких лінз більше ніж в 2,8 разів, порівняно розмірами фокусної плями ІОЛ без напилення.

В результаті напилення на ІОЛ шару ПТФЕ номінальною товщиною 100 нм поздовжня аберація суттєво зменшується не тільки в центральній, але й в периферійній зоні ІОЛ. Такий ефект не досягається, якщо товщина напилення становить 50 або 150 нм. Відповідно до зниження поздовжньої сферичної аберації, зменшується і хвильова, що показано на графіках середовища Aber для трьох довжин хвиль, 440 нм, 550 нм та 700 нм.

РОЗДІЛ 4 РОЗРОБКА АКОМОДУЮЧОЇ ІНТРАОКУЛЯРНОЇ ЛІНЗИ

4.1. Вибір конструкції і матеріалу для створення акомодуючої моделі ІОЛ

За статистичними даними України, кожного року реєструється понад 3 мільйони звернень громадян за медичною допомогою при захворюваннях очей. У структурі очної захворюваності останні 10 років захворювання катарактою посідає друге місце (11%) після захворювань кон'юнктиви (30,7%) [176, 177 178, 179, 180]. У рік виконується понад 10 мільйонів операцій з приводу катаракти в світі [181].

За здатністю до акомодації, всі існуючі моделі ІОЛ розділяють на три групи: неакомодуючі, псевдоакомодуючі і акомодуючі [182, 183, 184, 185]. Багатофокусність мультифокальних лінз досягається за рахунок заломлення світла згідно законам рефракції (рис. 86).

Рис. 86 Класифікація мультифокальних ІОЛ за структурою і конструкцією

В зональних рефракційних лінзах кожна зона працює, як окрема лінза з різною фокусною відстанню. Біфокальні псевдоакомодуючі дифракційно-рефракційні ІОЛ використовують явище дифракції світла для створення додаткової оптичної сили, яка забезпечує зір на недалеку відстань. У акомодуючих інтраокулярних лінзах заломлення світла поєднується зі зміною положення лінзи вздовж оптичної осі ока.

У ІОЛ з градієнтної оптикою другий фокус створюється шляхом зміни коефіцієнта заломлення матеріалу в різних частинах оптичного елемента.

Акомодація — це складний біомеханічний і нейрофізіологічний процес. Сучасні теорії акомодації розділяють на інтракапсулярну і екстракапсулярну. Першу групу теорій об'єднує загальний біомеханічний принцип, створений Т. Юнгом та Г. Гельмгольцем[186]. Природня акомодація відбувається шляхом зміни форми кришталика внаслідок чого, змінюється заломлююча сила всієї оптичної системи ока. При скороченні волокон, що знаходяться у війковому тілі, відбувається розслаблення цинової зв’язки, яка прикріплена до кришталика. Коли зменшується натягнення волокон цієї зв’язки, послаблюється ступінь натягнення капсули кришталика, внаслідок чого кришталик, завдяки своїм еластичним властивостям, набуває більш опуклої форми (зір на близьку дистанцію). При розслабленні м’яза акомодації відбувається зворотний процес, тобто в розслабленому стані, кришталик має більший радіус кривизни і як наслідок, орієнтований на зір далеких предметів (рис. 87).

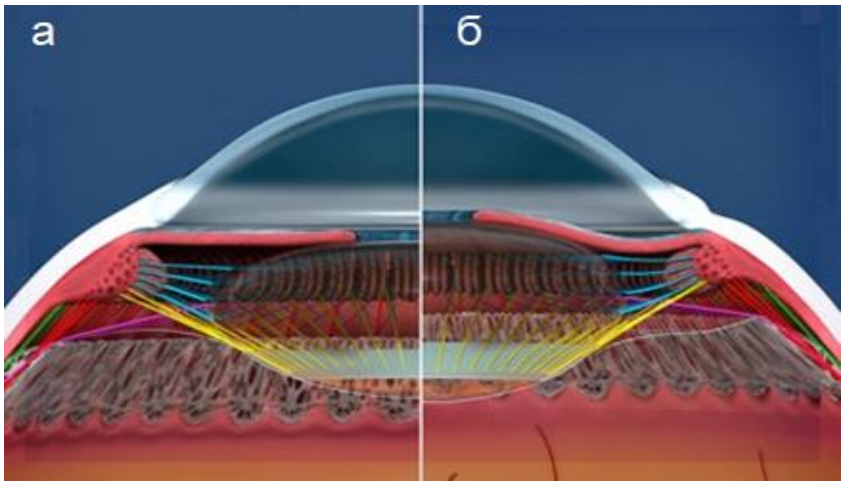


Рис. 87. Акомодація природнього кришталика ока людини

а — цинові зв’язки натягнені, кришталик налаштований на далеку відстань;

б — волокна скорочені, кришталик налаштований на близьку відстань

Прихильники іншої групи вважають , що теорія Гельмгольца про участь зв'язок і кришталика працює тільки частково, не все залежить від кришталика, в процесі акомодації бере участь рогівка, скловидне тіло, внутріочні і екстраокулярні м'язи. Зміна форми кришталика для чіткого бачення близько розташованих об'єктів викликається зміщенням вперед скловидного тіла, гідравлікою внутрішньоочної рідини задньої камери, натягнутими екваторіальними зв'язками кришталика або поєднанням цих факторів [187, 188, 189, 190, 191, 192, 193, 194].

З склоподібним тілом, кришталик зв'язаний зв'язкою Вігера, волокна якої вплітаються як в капсулу кришталика, так і в передні шари склоподібного тіла [195]. На думку деяких авторів, таким чином, зв'язково-капсулярний апарат кришталика має міцний зв'язок із склоподібним тілом [196].

Рядом вчених досліджувалась участь скловидного тіла в акомодації. Відомі роботи М.М. Сергієнка, в яких він моделював вплив скловидного тіла на кришталик тиском в ретролентальному середовищі від 1 мм рт. ст. до 5 мм рт. ст. [197]. В роботах О.В. Іванової, розглянуто три моделі акомодаційного апарату ока [198]. В експериментальній роботі A. Glasser [199, 200], показав зменшення екваторіального діаметра кришталика на висоті акомодації, тим самим підтвердивши інтракапсулярну гіпотезу Гельмгольца і його прихильників.

Якщо взяти до уваги те, що максимальна товщина кришталика дорослої людини, в залежності від ступеня акомодації, становить 3,6-5 мм, то на акомодацію приходиться близько 1,4 мм зміни товщини кришталика. Діаметр знаходиться в межах 9-10 мм, маса кришталика в 20-30 років становить 200 мг [90], об’єм 0,163 мл [201]. Речовина кришталика не однорідна, в ній виділяють кору та ядро. Ядро кришталика більш жорстке ніж кора, коефіцієнт Пуассона для кори становить 0,47, модуль пружності, що визначається як:

$$E \stackrel{\text{def}}{=} \frac{\mathrm{d}\sigma}{\mathrm{d}\varepsilon}\text{, де} \qquad (4.1)$$

E — модуль пружності;

σ — напруга, що викликається в зразку діючою силою;

ε — пружня деформація зразка, викликана напругою (дорівнює відношенню зміни розміру зразка після деформації до його початкового розміру), для різних ділянок складає:

$E_{\text{кори}} = 1{,}7 \cdot 10^{-4}$ МПа, для ядра $E_{\text{ядра}} = 2 \cdot 10^{-4}$ МПа, показники передньої $E_{\text{передньої}} = 1{,}5$ МПа та задньої капсули $E_{\text{задньої}} = 0{,}5$ МПа [202, 203].

Перспективними вважаються аккомодуючі ІОЛ, здатні змінювати форму заломлюючої поверхні і тим самим регулювати діоптрійну силу [204, 205]. Попередні дослідження показали їх достатню акомодаційну здатність [203]. На думку ряду авторів, оптимальним є розробка ІОЛ, які фізично могли б переміщуватися в оці [206, 207]. Зміна осьової позиції оптики призводить до скорочення глибини передньої камери ока, забезпечуючи достатнє заломлення для близького зору. Найбільші надії покладаються на використання моделей ІОЛ, здатних зміщуватися щодо фокальної площини завдяки збереженої функції циліарного м'яза. Однак, для зміщення фокусу, необхідного для корекції пресбіопії 3,0 дптр, зсув оптичної частини ІОЛ наперед під час акомодаційного зусилля, повинен перевищити 2,0 мм, що практично досягти нереально при використанні ІОЛ традиційного дизайну [208, 209, 210].

Згідно цих даних є перспектива створити ІОЛ, яка б відповідала фізико-механічним властивостям нативного кришталика і могла б в свою чергу забезпечувати акомодацію по тому ж принципу, що й природній кришталик, тобто змінювати фокусну відстань в залежності від зусилля циліарного м’яза. Передбачається, що новітня ІОЛ повинна бути повнооб’ємною, надійно фіксуватись в КМК, завдяки чому виключається децентрація, дислокація лінзи та руйнування гаптик. Також, дизайн ІОЛ повинен забезпечувати розташування лінзи на відстані близько 4 мм від райдужки, щоб зменшити віддзеркалювання та прояви фотичних

феноменів, підвищити контрастність зору. ІОЛ повинна бути покрита шаром ПТФЕ товщиною близько 100 нм для зменшення сферичної аберації. Крім того, ПТФЕ завдяки своїм антиадгезивним властивостям здатний перешкоджати нашаруванню на ІОЛ епітеліальних клітин і попереджувати розвиток вторинної катаракти. Участь в такому попередженні приймає і гострокутний периферійний край ІОЛ, який прилягає до задньої стінки капсули кришталика. Дизайн ІОЛ повинен включати пружні гаптичні елементи, здатні змінювати свою просторову конфігурацію под дією циліарного м'яза.

Тобто, імплантована ІОЛ за своїми механічним характеристикам повинна виконувати роль речовини, що заповнює КМК. З-за того, що ІОЛ імплантується в капсулу кришталика, то значенням пружності капсули можна знехтувати, і тоді модуль пружності речовини кришталика становить:

$$E_{\text{кришталика}} = E_{\text{кори}} + E_{\text{ядра}} \tag{4.2}$$

$$E_{\text{кришталика}} = 3{,}7 \cdot 10^{-4}\ \text{МПа}$$

Запропонована модель ІОЛ "NVision Optics", патент UA 150305 U [211] (рис. 88), яка виготовлена з сополімеру гідроксиетилметакрилату та метилметакрилату.

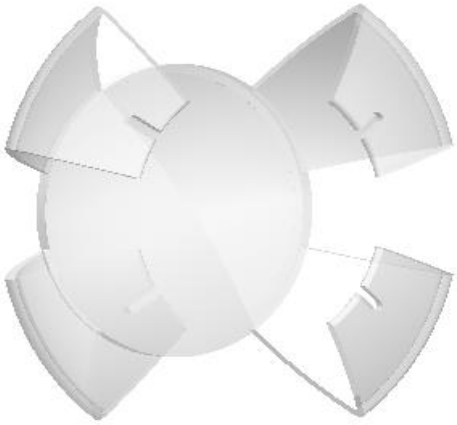


Рис. 88. Інтраокулярна лінза "NVision Optics"[211]

В таблиці 4.1. наведені фізичко-механічні властивості сополімеру гідроксиетилметакрилату та метилметакрилату з додаванням ненасичених груп атомів хромофору, що формує ультрафіолетовий (жовтий) фільтр в інтраокулярній лінзі.

Таблиця 4.1. Характеристики матеріалу досліджуваної ІОЛ “NVision Optics”

Властивості	Показники
Фактор набухання при 20 ˚С	1,13
Вміст води при 20 ˚С	26%
Коефіцієнт заломлення при 20 ˚С	1,471
Коефіцієнт заломлення при 35 ˚С	1,469
Коефіцієнт заломлення	1,51
Щільність	1,07 г/см^3
Міцність на розрив	2,5 МПа
Відносне подовження до розриву	250%
Модуль пружності	3,0 МПа
УФ блокер	Присутній
Пропускання світла на 400-440 нм	95%

В результаті моделювання в програмному середовищі SolidWorks розроблена ІОЛ “NVision Optics” має параметри, наведені в таблиці 4.1, а геометричні розміри та її конструкція дозволяють набути фізико-механічних властивостей нативного кришталика людини.

Запропонована модель ІОЛ є об’ємозамінною, оптичні поверхні якої вкриті шаром ПТФЕ товщиною 100 нм. Нанесення на лінзу ПТФЕ та віддалення оптики від райдужної оболонки ока дозволяє зменшити оптичні аберації високого порядку та знизити ризик появи фотичних феноменів, попередити засвічення сітківки і нормалізувати контрастність зображення. Матеріал ІОЛ доповнений хромофором,

який блокує світло з довжиною хвилі, нижче 400 нм. Такого роду світлофільтр в лінзі, дозволяє зменшити негативний вплив короткохвильового випромінювання на макулу артифакічного ока [212]. Розрахована шорсткість поверхні лінзи має оптимальне значення для зменшення відбиття світла, яке потрапляє на неї та викликає дзеркальний ефект.

Лінза з гідрофобним ПТФЕ щільно прилягає до капсули кришталика і тим самим перешкоджає міграції Е-КАК та А-КАК клітин в напрямку задньої стінки капсульного мішка. Лінза містить бортик по всьому краю оптичної частини (360°), бокова поверхня якого знаходиться під гострим кутом до задньої стінки капсули кришталика, забезпечуючи бар'єр для міграції клітин та, як наслідок, захист від розвитку вторинної катаракти. Об’ємозамінний дизайн дає змогу створити надійний контакт комплекса ІОЛ-КМ, а також рівномірно розподілити навантаження на цинові зв’язки. Очікується, що нова модель “NVision Optics” завдяки пружнім листоподібним гаптикам забезпечить відновлення акомодації під час артифакії. В дизайні “NVision Optics”, закладена теорія того, що під час розслабленя циліарних м’язів задня стінка капсули кришталика натягується та створює тиск на оптичну частину лінзи в напрямку зіниці, і таким чином формується можливість зору на довгі дистанції. Під дією різниці тиску і завдяки пружності гаптик оптика лінзи має змогу переміщуватись в напрямках до та від райдужної оболонки.

При оцінці в Solidworks площі контактної поверхні гаптик лінзи з передньою залишковою частиною КМ, отримано значення 25,48 мм^2, тобто на одну гаптику припадає контакт площею 6,37 мм^2, що забезпечує стабільну фіксацію ІОЛ в оці.

Для імплантації та експлантації цієї та інших моделей ІОЛ, представлених на ринку, в програмному середовищі Solidworks також розроблений інжектор, патент UA 149961 U[213], (рис. 89, 90), що має ряд переваг в порівнянні з існуючими.

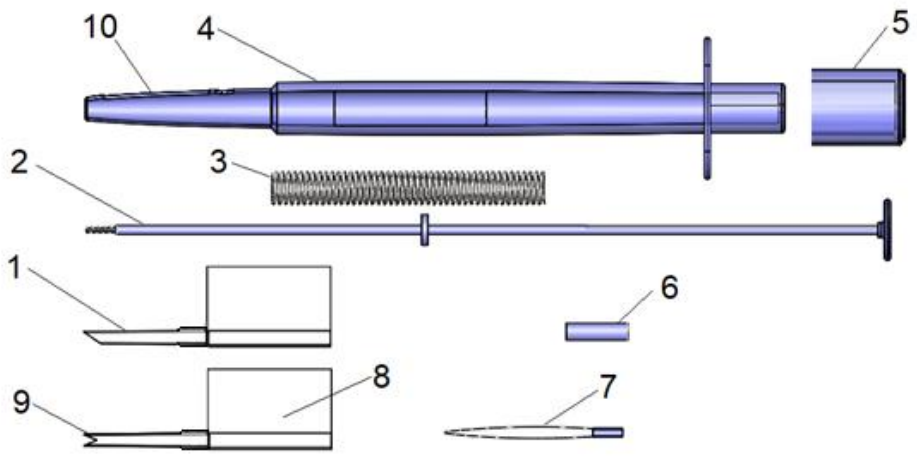


Рис. 89 Інжектор для імплантації та експлантації ІОЛ

Інжектор дозволяє проводити імплантацію ІОЛ через розрізи рогівки від 1,8 до 3 мм. Містить в собі картридж для імплантації (1) з кінчиком в формі "V-slit" (V-щілина), що дозволяє використовувати його при різних розмірах розрізів ока, не залежно від глибини введення ІОЛ; картридж для експлантації (8); корпус (4) в якому знаходиться шток (2) з м’яким полімерним поршнем (6) та пружиною (3); ковпачок (5); додатково до штоку (2) може приєднуватись петля (7). При імплантації в картридж для імплантації (1) закладається гнучка інтраокулярна лінза. Картридж для імплантації (1), приєднується до пазу (10) в корпусі (4), в який входять шток (2) з поршнем (6) та пружина (3). Створюючи тиск на шток (2) поршень (6) поступально переміщується, виштовхуючи завантажену ІОЛ з картриджа для імплантації (1). Пружина (3) слугує компенсатором навантаження.

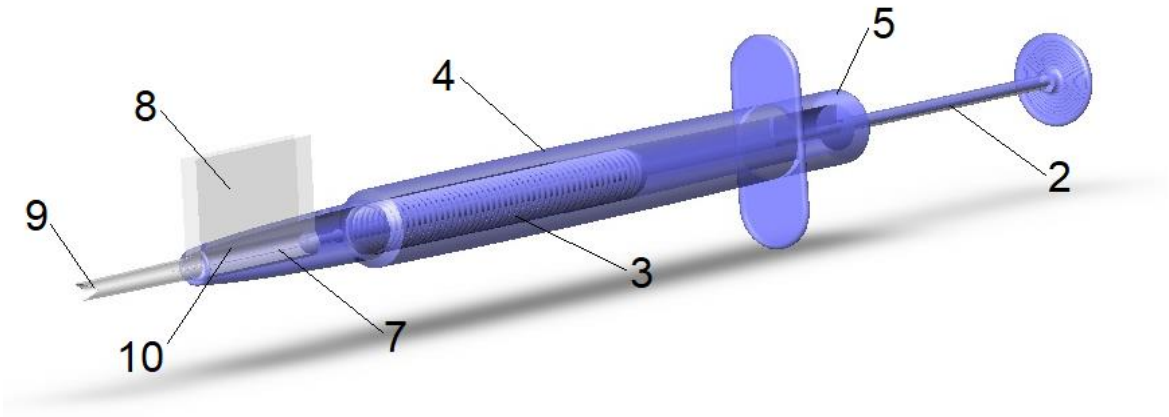


Рис.90 Інжектор з картриджем та петлею для експлантації

Коли ж необхідно виконати експлантацію ІОЛ, натискаючи та утримуючи шток (2) відгвинчують поршень (6) і на його місце кріплять петлю (7), відпустивши шток (2) до пазу (10) в корпус (4) кріплять картридж для експлантації (8), який містить виріз (9), що слугує технічним рішенням для задання правильного напрямку лінзи в картридж (8) та полегшення експлантації. Після того, як інжектор для експлантації готовий до використання, в оці людини роблять прокол (розріз), як і у випадку імплантації. До цього проколу прикладається інжектор для експлантації та натисканням на шток (2), за допомогою петлі (7), що виходить з картриджу для експлантації (8) зачіпляють інтраокулярну лінзу, повільним відпусканням штоку (2) відбувається захоплення та втягнення інтраокулярної лінзи до картриджа для експлантації (8).

Згідно вищевказаної запропонованої моделі, за допомогою лазерної стереолітографії (технології SLA) на 3D принтері Form 3 (Formlabs Inc., USA) із фотополімерної смоли “BioMed Amber Resin” (Formlabs Inc., USA), виготовлено прототип інжектора (рис. 91).

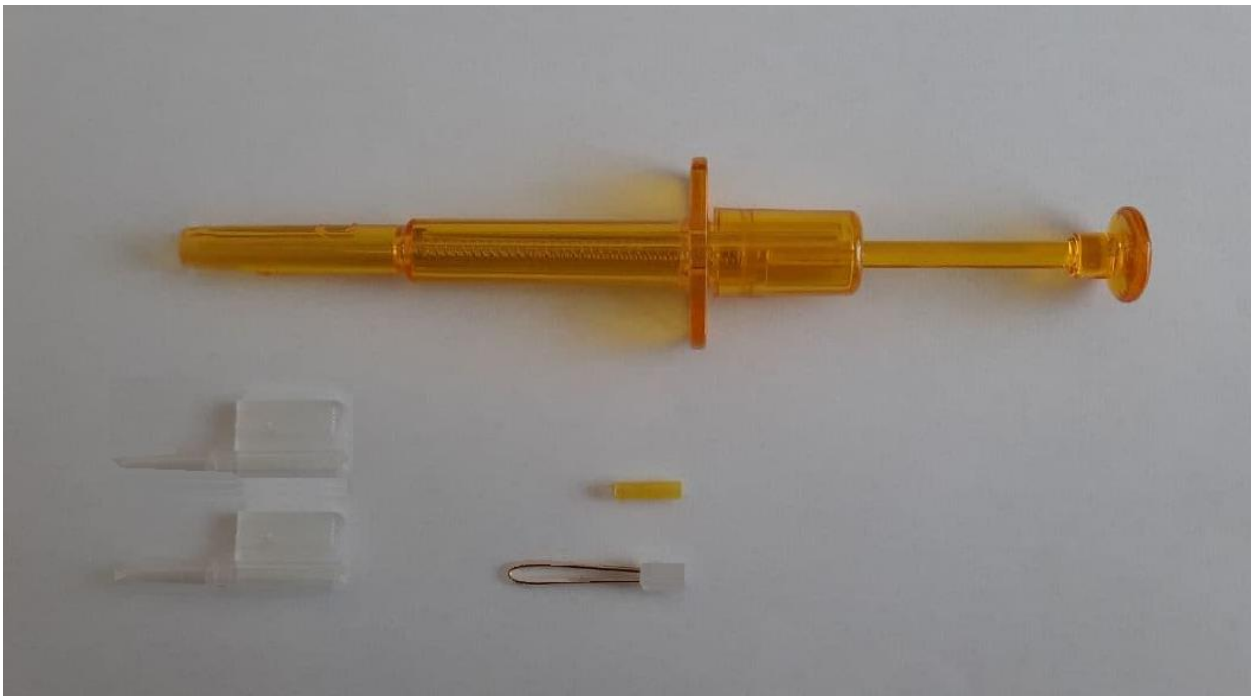


Рис. 91. Виготовлений прототип інжектора [213]

Велика завантажувальна камера полегшує позиціонування лінзи в картриджі і виключає можливість «закушування» лінзи та запобігає виникненню подряпин і розтягувань гаптики, надає можливість контрольованого розкриття лінзи при введенні її в порожнину ока. Вказані переваги запропонованого інжектора мінімізують хірургічно індукований астигматизм.

4.2. Перевірка здатності NVision Optics до псевдоакомодації

Відомо, що сила скорочення циліарного м'яза може становити від 0,00784 Н до 0.0117 Н, (0.8 - 1.2 Г) відповідно, при цьому, діаметр циліарного кільця зменшується на 0,8 мм [96]. Вектор сили спрямований до центру кола від периферійного краю ІОЛ.

З-за того, що циліарні волокна розтягують капсульний мішок кришталика для зору на далеку відстань, зменшуючи цим самим сагітальну товщину кришталика, для моделювання можливо прикласти силу до задньої та передньої поверхні ІОЛ.

Відомо, що товщина кришталика дорослої людини, в залежності від дистанції, акомодації, становить від 3,6 до 5 мм [198]. Слідує висновок, що близько 1,4 мм різниці товщини кришталика приходиться на зміну фокусної відстані для забезпечення акомодаційної здатності.

Розроблена в програмному середовищі Solidworks ІОЛ “NVision Optics” досліджувалась на можливість акомодації в цьому ж середовищі та в середовищі Comsol Multiphysics (рис. 92 - 96).

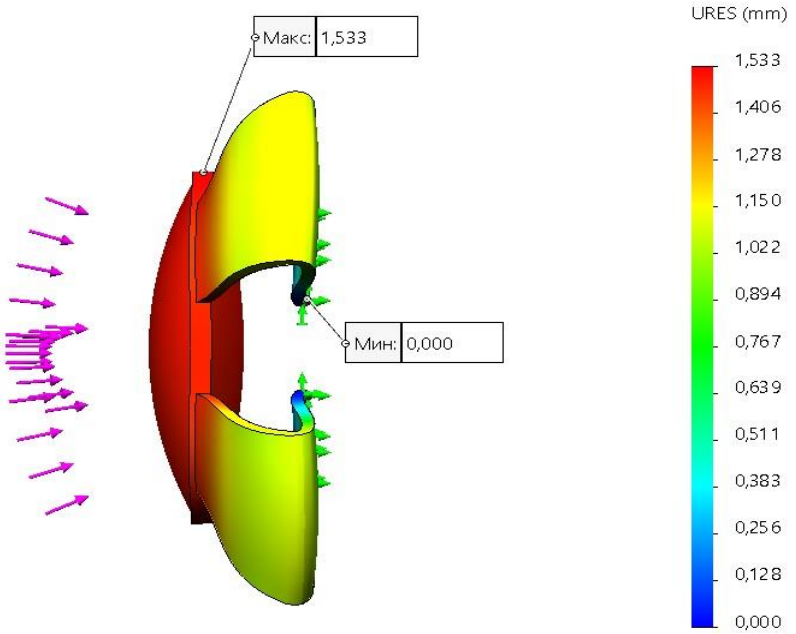


Рис. 92. Переміщення ІОЛ, під час симуляції в середовищі Solidworks впливу циліарного м’язу на неї

Встановлено, що при дії сили 0,00784 Н максимальне значення $URES$ становило 1,533 мм. Тобто, необхідне зміщення оптичної частини лінзи, а саме 1,4 мм, може бути досягнуте при немаксимальній силі скорочення циліарного м’яза. Прикладена сила, може бути контрольована завдяки фізіологічним процесам отримання чіткого зору.

При прикладенні вказаної сили 0,00784 Н в ІОЛ виникає напруження,

відповідно до критерію максимального напруження енергії формозміни von Mises, мінімальне значення якого 0,451 Н/м^2 , а максимальне 1049,2 Н/м^2 (рис. 93). Ці значення свідчат, що конструкція ІОЛ “NVision Optics” має достатній запас міцності.

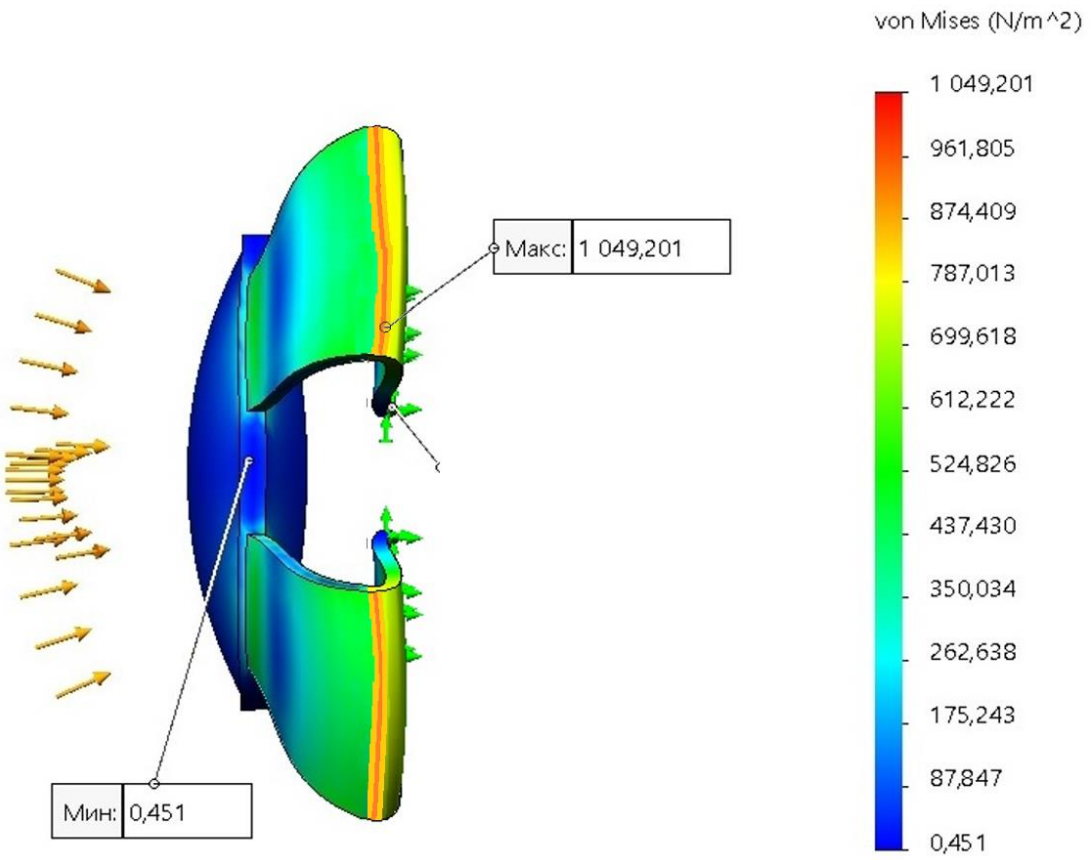


Рис. 93. Напруження в ІОЛ при моделюванні впливу циліарного м’язу на неї

Найбільше напруження в матеріалі лінзи виникає в місці згину гаптик, що логічно для даної конструкції. З-за цього, для забезпечення стійкості матеріалу, в місці згину гаптичні елементи мають більшу товщину (150-200 мкм), ніж інші їх частини.

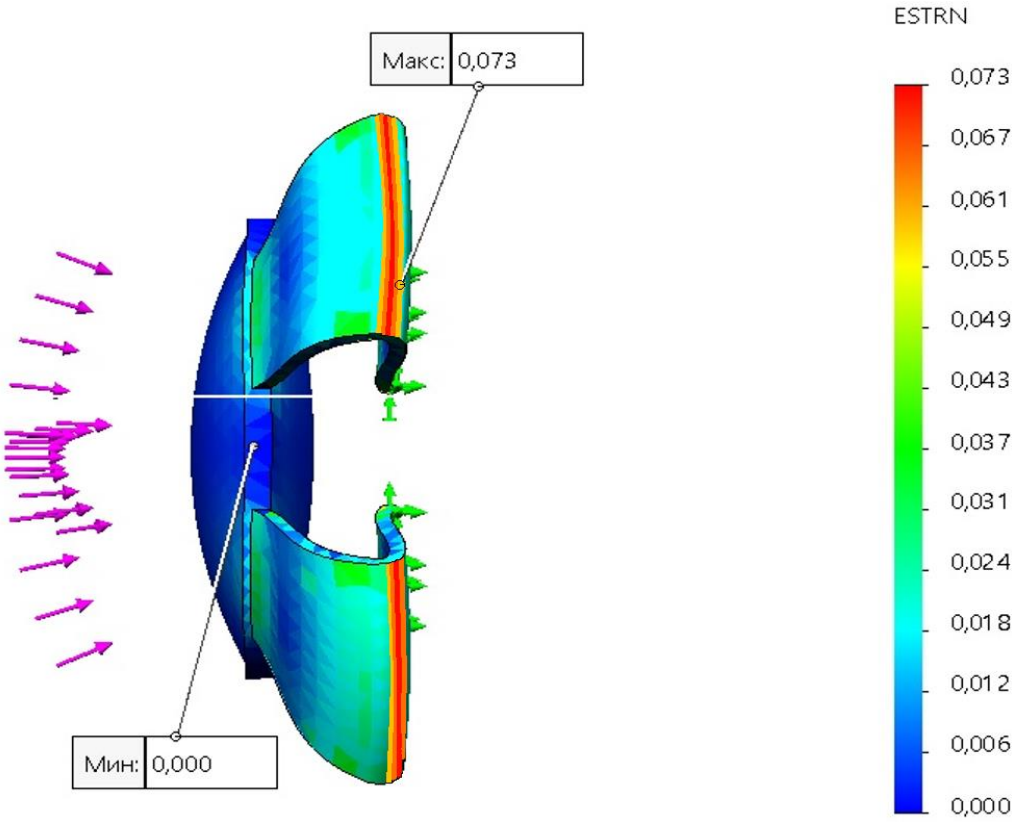


Рис. 94. Деформація ІОЛ при моделюванні в Solidworks Simulation впливу циліарного м'язу на неї

В інтраокулярній лінзі виникає еквівалентна деформація величиною ESTRN=0,073, максимум якого зосереджений в гапитичних, листоподібних елементах.

Для підтвердження отриманого при симуляції в середовищі Solidworks результату переміщення оптичної частини ІОЛ, було використано програмний пакет Comsol Multiphysics. ІОЛ досліджувалась з прикладенням тієї ж сили, а саме 0,00784 Н, вздовж оптичної осі лінзи зліва направо (рис. 95).

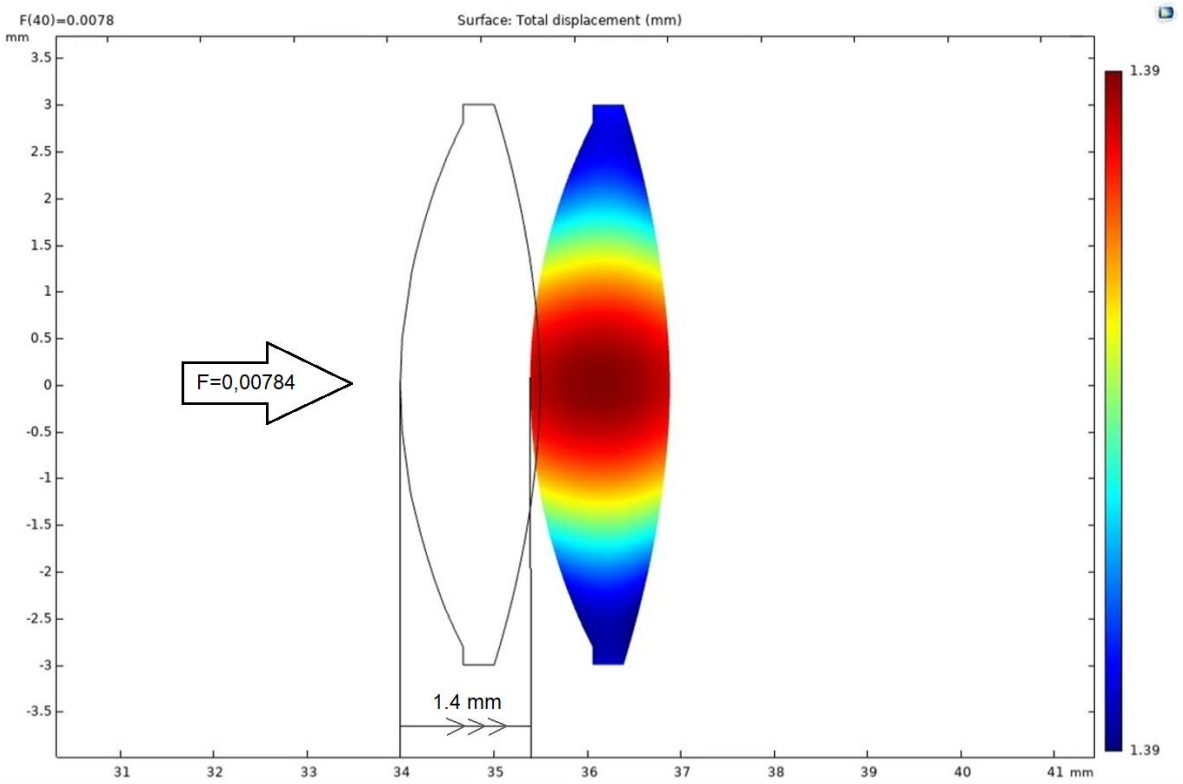


Рис. 95. Переміщення оптичної частини ІОЛ NVision Optics при симуляції акомодації в Comsol Multiphysics

В результаті симуляції впливу циліарного м’язу на ІОЛ, встановлено, що оптична частина переміщується на 1,4 мм вздовж оптичної осі. Дистанція переміщення відповідає розрахункам акомодації кришталика людини та підтверджує результат, отриманий в середовищі Solidworks.

Для більш детального вивчення переміщень ІОЛ в процесі акомодації, досліджена 3D модель лінзи, рис. 96, на якому спостерігається початкове положення лінзи та кінцеве.

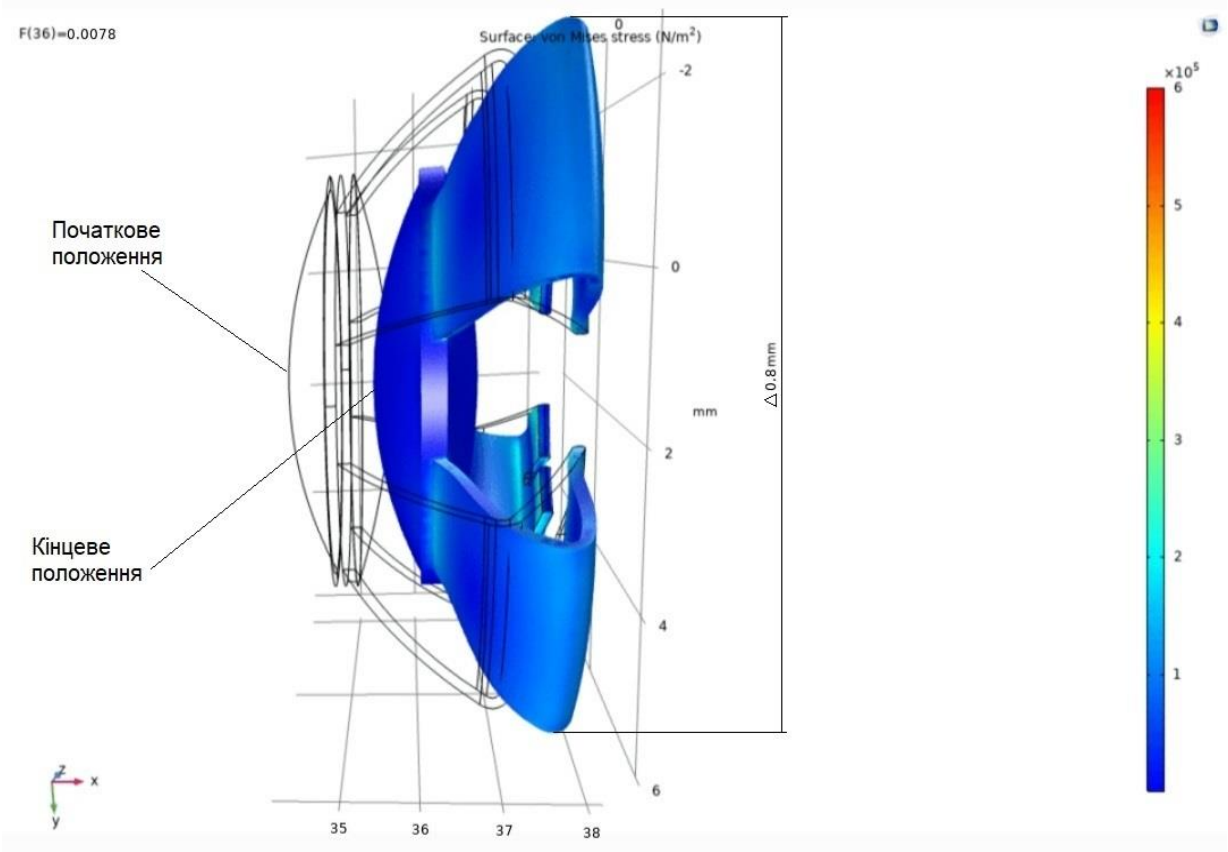


Рис. 96. Проекція переміщення оптичної частини ІОЛ NVision Optics при псевдоакомодації

Симуляційна модель надала можливість виявити зменшення при акомодації діаметра ІОЛ на 0,8 мм, що співпадає з даними, наведеними в дослідженнях інших авторів для нативного кришталика [96], а осьове зміщення оптики ІОЛ, становить від 1,4 мм до 1,533. Також моделюванням встановлено, що нанесений на оптичні поверхні ІОЛ шар ПТФЕ, відповідно до UA 142651U [214] та UA 150954 U [215] з-за незначної своєї товщини, не впливає на акомодаційні властивості лінзи та не зазнає руйнування внаслідок цього.

В середовщі Solidworks функцією Simulation проведено оцінку запасу міцності гаптичних елементів та лінзи NVision Optics в цілому (рис. 97).

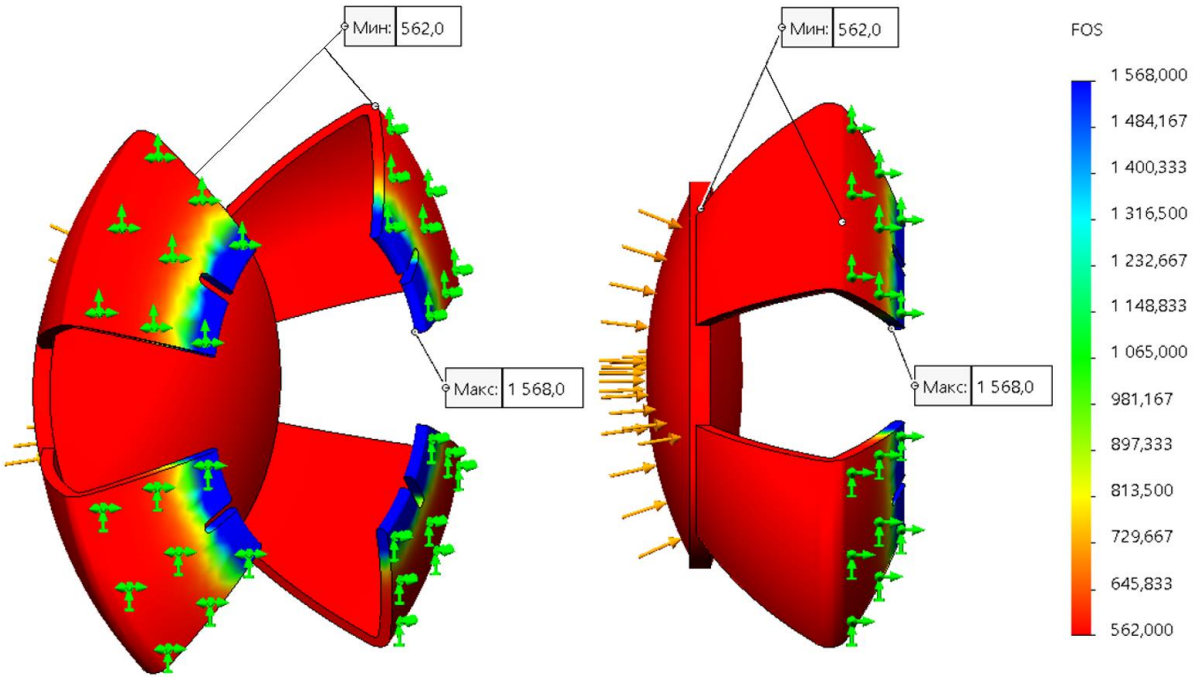


Рис. 97. Запас міцності ІОЛ NVision Optics

Відповідно до симуляції, виявлено, що найбільший запас міцності лінзи знаходиться в точках дотику гаптичних елементів із залишковою частиною передньої капсули після капсулорексису (FOS=1568). В той час, найменше значення виявлено в місці кріплення гаптики до оптичної частини інтраокулярної лінзи та на згині гаптичного елемента (FOS=562). Отриманні значення вказують на високий резерв міцності.

4.3. Висновки до розділу 4

Моделюванням встановлено, що прикладання сили 0,00784 Н до ІОЛ, виготовленої із сополімеру гідроксиметилметакрилату та метилметакрилату, викликає осьове зміщення оптики на 1,533 мм. При аналогічному моделюванні в середовищі Comsol Multiphysics виявилено переміщення оптичної частини на 1,4 мм. Отримані значення близькі до змін сагітального розміру кришталтка при його

природній акомодації, які становлять приблизно 1,4 мм. Згідно дослідження 3D моделі ІОЛ, діаметр її при акомодації зменшується на 0,8 мм, що, за даними [96], відповідає природньому значенню. Таким чином, розроблена модель ІОЛ NVision Optics близька за своїми характеристиками до природнього кришталика і має можливість змінювати фокусну відстань в межах, притаманних нативному акомодаційному процесу.

ВИСНОВКИ

У дисертаційній роботі було розроблено та науково обґрунтувано дизайн об’ємозамінних ІОЛ. Запропоновано метод зменшеншення поздовжньої сферичної аберації на основі нанесення ПТФЕ на поверхні оптичної частини лінзи. Виходячи з арморфної організації молекул ПТФЕ, товщина нанесеного шару повинна знаходитись в нанометровому діапазоні.

Уточнені фізичні механізми розвитку вторинної катаракти та запропоновані оригінальні методи попередження цього. Доведено, що об’ємозамінний дизайн ІОЛ зменшує прояви негативних фотичних ефектів та забезпечує фізіологічну цілісність і анатомічну сталість тканинних структур ока. Запропонована акомодуюча ІОЛ, яка змінює зір на різні відстані за рахунок осьових переміщень внаслідок скорочень циліарного м’яза, натягу капсули кришталика та пружності ІОЛ.

При виконанні дисертаційної роботи здобувачем було отримано наступні наукові результати:

1. Встановлено, що імплантація ІОЛ традиційного дизайну супроводжується рядом ускладнень: дислокація, децентрація ІОЛ, нерівномірне навантаження на КМК, руйнування гаптик, іридодонез, розвиток вторинної катаракти, віддзеркалення та фотичні феномени, втрата контрастності та чіткості зору, обмежена можливість акомодації та ряд інших.

2. Усунення проблем дислокації ІОЛ, нерівномірного навантаження на КМК, руйнування гаптик, досягається застосуванням повнооб’ємних ІОЛ. Запропонований в повнооб’ємних ІОЛ власного дизайну “Support OP” та “NVision OP” конструктивний елемент у вигляді циркулярної канавки-пастки перешкоджає міграції епітеліальних клітин і попереджає розвиток вторинної катаракти. Доведено, що канавка-пастка спрямовує міграцію

клітин в певному напрямку та створює карантинну зону для них. Гострий кут по всій кільцевій периферії лінз "Support OP", "NVision OP" та "NVision Optics", додатково підвищує захист задньої стінки капсули.

3. Симуляцією та експериментально виявлено, що запас міцності гаптичних елементів лінз з поліметилметакрилату низький (FOS=0,808), що вимагає для надійної фіксації ІОЛ додаткових заходів.

4. Для зменшення дисфотопсії, лінзи слід імплантувати на відстані не менше, як 4 мм від райдужки. Результатом такого розміщення є зменшення показника відбивання світла та засвітлення сітківки в 7 разів $(f(x) = 0{,}0636)$, порівняно із цим показником при стандартному розташуванні сучасних ІОЛ на відстані 1 мм $(f(x) = 0{,}45)$. Зменшення відбиття світла від поверхні лінзи досягається застосуванням для її виготовлення матеріалів із різним коефіцієнтом заломлення та певною якістю поверхні. Для акрилової лінзи із нанесеним шаром ПТФЕ оптимальний показник шорсткості поверхні R_a повинен бути в межах 35 – 59 нм. Двошарові моделі ІОЛ типу NVision Optics здатні зменшувати Френелівське відбиття більше, ніж в 4 рази, в порівнянні з одношаровою акриловою лінзою.

5. Установка "УВН-74" забезпечує нанесення на акрилові лінзи шарів ПТФЕ, точні значення товщини яких становлять, за даними атомно-силової мікроскопії, 53,606 нм, 102,66 нм та 151,82 нм, при високій якості поверхонь, що встановлено конфокальними скануючими мікроскопічними дослідженнями.

6. Інтраокулярна лінза власного дизайну NVision Optics утворює більш чітке зображення, ніж лінзи, що виробляються серійно. При моделюванні в середовищі Zemax СКВ зображення, отриманого ІОЛ NVision Optics,

становить 2,972 мкм при розмірах світлочутливих клітин сітківки ока 2,5-7 мкм. В такому випадку всі промені потрапляють в межі диску Ейрі, розмір якого становить 3,598 мкм і, згідно критерію Релея (2,972 < 3,598), лінза є дифракційно обмеженою.

7. Лінзи з напиленням дають більш чітке фокусування. Доцільним є використання ІОЛ з шаром ПТФЕ товщиною 100 нм. Такі лінзи утворюють фокусні плями суттєво менших розмірів (в 2,85 рази), ніж лінзи без напилення, 0,33 +- 0,024 мм та 0,94 +- 0,036 мм відповідно, P<0,001. Поздовжня сферична аберація інтраокулярних лінз з нанесеним шаром ПТФЕ товщиною 100 нм зменшується в 4 рази, як встановлено методом візуальних фокусувань Лінника, порівняно із ІОЛ без напилення. Зональне зменшення поздовжньої сферичної аберації в 4 рази свідчить про одночасне зменшення пов'язаної з нею поперечної аберації в 8 разів, а хвильової – в 16 разів.

8. Запропонована повнооб'ємна ІОЛ NVision Optics, лінза якої позиціонується на відстані 4 мм від райдужки, має покриття ПТФЕ шаром 100 нм та гострий кут по всій кільцевій периферії, в зоні прилягання до задньої стінки капсули кришталика, пружні гаптичні елементи, вирішує завдання створення ІОЛ з покращеними оптичними та функціональними характеристиками. Компютерним моделюванням встановлено, що при дії сили циліарного м'яза лінза ІОЛ зміщується вздовж оптичної осі на 1,4 мм при одночасному зменшенні діаметра ІОЛ на 0,8 мм, що відповідає природнім значенням. Таким чином, розроблена модель ІОЛ NVision Optics близька за своїми характеристиками до природнього кришталика і має можливість змінювати фокусну відстань ока в межах, притаманних нативному акомодаційному процесу.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Brian, G., Taylor, H. (2001). *Cataract blindness-challenges for the 21st century*. Bulletin of the World Health Organization, 79 (3), 249 - 256. World Health Organization. https://apps.who.int/iris/handle/10665/268276

2. *Cataracts, symptoms, causes, classification, diagnosis.* (2019). Ophthalmology Vizio.com.ua. Retrieved from http://vizio.com.ua/knigi/52-oftal-mologija-bezkorovajna/348-katarakta-simptomi-prichini-klasifikatsiya-diagnostika.html

3. Trubilin, V. (2016). *Tekst nauchnoy raboty na temu «Analiz progressirovaniya katarakty v Rossii s uchetom dannykh estestvennoy smertnosti naseleniya» [Analysis of cataract progression in Russia taking into account the data of natural mortality of the population]*. Prakticheskaya meditsina-Practical medicine, 1(2), 70-3. [In Russian]

4. Neroev, V. (2016). *Kliniko-sotsialnyye aspekty lecheniya katarakty v Rossii [Clinical and social aspects of cataract treatment in Russia]*. Katarakta i refraktsionnaya khirurgiya-Cataract and refractive surgery,16(1), 4-14. [In Russian]

5. Aznabaev, B. (2015). *Klinicheskiye rezultaty ultrazvukovoy fakoemulsifikatsii na osnove trekhmernykh kolebaniy [Clinical results of ultrasonic phacoemulsification based on three-dimensional oscillations]*. Sovremennyye tekhnologii v oftalmologii -Modern technologies in ophthalmology, 2, 11-14. [In Russian]

6. Malyugin, B. (2010). *Sovremennyye standarty khirurgii katarakty s implantatsiyey intraokulyarnoy linzy [Modern standards of cataract surgery with implantation of an intraocular lens]*. Refraktsionnaya khirurgiya i oftalmologiya-Refractive surgery and ophthalmology, 10(3), 4-10. [In Russian]

7. Slade, D. (2012). *Ab externo sclera fixation of intraocular lens*. Cataract Refract Surg, 38(10), 1316-21. https://doi.org/10.1016/j.jcrs.2012.05.022

8. Polishchuk, O. (2020). *Doslidzhennia elastychnykh vlastyvostei haptyky intraokuliarnykh linz [Investigation of the elastic properties of the haptic of intraocular*

lenses]. Biomedychna inzheneriia ta elektronika-Biomedical engineering and electronics, 2(25), 1-22. [In Ukranian]. https://doi.org/10.6084/m9.figshare.1278177

9. *Consequences and complications after cataract surgery*. (2022). Cataract-eye. Retrieved from http://www.katarakta-glaza.ru/polezno/posledstviya-i-oslozhneniya-posle-operatsii-po-udaleniyu-katarakty/

10. Polishchuk, O., Kozyar, V. (2018). *Porivnialna kharakterystyka isnuiuchykh afakichnykh intraokuliarnykh linz [Comparative characteristics of existing aphakic intraocular lenses]*. Monografia pokonferencyjna "Science, Research, Development № 12". (pp. 34-36). December 29-30, 2018, Belgrade Serbia, Poland. [In Ukranian].

11. Yousef, Yu, Yousef, S, Avetisov, M. (2015). *Hybrid phacoemulsification is a modern stage in the improvement of surgical treatment of cataracts.* X Congress of Ophthalmologists of Russia, Collection of scientific materials, 250. [In Russian]. Retrieved from https://eyepress.ru/article.aspx?17564

12. Malyugin, B., Linnik, L., Egorova, E. (2007). *Problemy khirurgii katarakty i intraokulyarnoy korrektsii: dostizheniya otechestvennoy shkoly i sovremennyye tendentsii razvitiya. [Problems of cataract surgery and intraocular correction: achievements of the national school and current development trends]*. Vestnik Rossiyskoy akademii meditsinskikh nauk-Bulletin of the Russian Academy of Medical Sciences, 8. 9-16. [In Russian]. Retrieved from https://eyepress.ru/article.aspx?44287

13. Vitovskaya, O. (2013). *Strategiya ukrepleniya zdorovia v oftalmologii [Health Promotion Strategy in ophthalmology]*. Klinicheskaya oftalmologiya-Clinical ophthalmology, 3(14). 88–92. [In Russian].

14. Pavlyuchenko, K., Mogilevsky, S. (2010). *Osobennosti kombinirovannogo lecheniya bolnykh kataraktoy v sochetanii s pervichnoy glaukomoy. [Features of the combined treatment of patients with cataracts in combination with primary glaucoma]*. Sovremennyye dostizheniya oftalmokhirurgii-Modern achievements in ophthalmic surgery, 54–55. [In Russian].

15. Veselovskaya, Z., Blumenthal, M., Bobrova, N. (2002). *Cataract*. Book plus, 208. [In Russian].

16. Korsakova, N., Pashtaev, V., Sergeeva, N. (2012). *Sovremennyye aspekty patogeneza vozrastnoy katarakty cheloveka. [Modern aspects of the pathogenesis of age-related human cataract]*. Oftalmokhirurgiya-Ophthalmosurgery, 2. 82-85. [In Russian].

17. Rickov, S. (2011). *Slepota i slaboye zreniye [Blindness and low vision]*. Puti profilaktiki v Ukraine. Nauchno-metodicheskoye izdaniye-Ways of prevention in Ukraine, Scientific and methodical publication, 268. [In Russian].

18. Malyugin, B. (2002). *Mediko-tekhnologicheskaya sistema khirurgicheskoy reabilitatsii bolnykh kataraktoy na osnove ultrazvukovoy fakoemulsifikatsii s implantatsiyey intraokulyarnoy linzy. [Medical-technological system of surgical rehabilitation of patients with cataracts based on ultrasonic phacoemulsification with intraocular lens implantation]*. Extended abstract of Doctor's thesis. Moscow, 298. [In Russian].

19. Chong, E., Mehta, J. (2016). *High myopia and cataract surgery*. Curr Opin Ophthalmol, 27(1), 45-50. https://doi.org/10.1097/ICU.0000000000000217.

20. Pascolini, D., Mariotti, S. (2011). *Global estimates of visual impairment.* Br. J. Ophthalmol, 3, 134–144. https://doi.org/10.1136/bjophthalmol-2011-300539.

21. Fraser, M. (2013). *Vision, quality of life and depressive symptoms after first eye cataract surgery*. Psychogeriatrics, 9, 23–32. https://doi.org/10.1111/psyg.12028

22. Stevens, G. (2013). *Global prevalence of vision impairment and blindness*. Ophthalmology, 120, 2377–2384. https://doi.org/10.1016/j.ophtha.2013.05.025.

23. Skiadaresi, E. (2012). Subjective quality of vision before and after cataract surgery. Arch Ophthalmol, 130 (11), 377–1382. https://doi.org/10.1001/archophthalmol.2012.1603.

24. Kessel, L. (2011). *Can we meet the future demands for cataract surgery*. Acta Ophthalmol, 89, 289-290. https://doi.org/10.1111/j.1755-3768.2009.01839.x.

25. Bourne, R., Flaxman, S., Braithwaite, T. (2017). *Magnitude, temporal trends, and projections of the global prevalence of blindness and distance and near vision impairment: a systematic review and meta–analysis.* Vision Loss Expert Group, Lancet Glob Health, 5(9), 888–97. https://doi.org/10.1016/S2214-109X(17)30293-0.

26. Kaplowitz, K., Loewen, N. (2013). *Loose lens surgical management.* US Ophthalmic, Review, 6(2), 105–108.

27. Bezkorovaina, I., Steblovska, I. (2017). *Chastota razvitiya kistoznogo makulyarnogo oteka v parovom periode pri metode ekstraktsii katarakty [The frequency of development of cystic macular swelling in the fallow period in the method of cataract extraction].* Tezisy itogovoy nauchno-prakticheskoy konferentsii oftalmologov s mezhdunarodnym uchastiyem «Aktualnoye pitaniye seti tazovykh nervov. Podolye Retina».-Abstracts of the final scientific and practical conference of ophthalmologists with international participation “Actual nutrition of the pelvic nerve network, Podillya Retina. Vinnitsa, Ukraine. 16-18. [In Russian].

28. Saidakhmetov, T. (2015). *Novaya metodika manualnoy fakofragmentatsii v khirurgii katarakty s malym razrezom [A new technique of manual phacofragmentation in cataract surgery with a small incision]. Extended abstract of candidate’s thesis, Bishkek* [in Russian]

29. Kansas, P., Sax, R. (1988). *Small incision cataract extraction and impantation surgery using a manual phacofragmentation technique.* J. Cataract Refract. Surg, 14, 328-330. https://doi.org/10.1016/s0886-3350(88)80127-5

30. Kansas, P. (1990). *Phacofracture. Cataract Surgery.* Alternative small incision techniques Throfare, 45-69.

31. Bellan, L. (2008). *The evolution of Cataract Surgery: The Most Common Eye Procedure in Older Adults.* Geriatrics and Aging, 11(6), 328-332.

32. Takhchidi, Kh., Balashevich, L., Baranov, I. (2003). *Mekhanicheskaya fakofragmentatsiya i tunnelnaya ekstraktsiya katarakty [Mechanical phacofragmentation*

and tunnel cataract extraction]. SPb.: Izd-vo. dom SPbMAPO-St. Petersburg: Publishing house. house SPbMAPO, 10-13. [In Russian].

33. Treushnikov, V. (2012). *Perspektivy razvitiya intraokulyarnykh linz [Prospects for the development of intraocular lenses]*. Nauchno-proizvodstvennoye predpriyatiye «Reper NN» -Research and Production Enterprise Reper NN, 1–38. [In Russian].

34. Ernest, P. (1994). Corneal Lip tunnel incision. J. Cataract Refract. Surgery, 20, 154-157. https://doi.org/10.1016/s0886-3350(13)80156-3

35. Aznabaev, B., Mukhamadeev, T., Dibaev, T. (2012). *Ultrazvukovaya fakoemulsifikatsiya na osnove neprodolnykh kolebaniy [Ultrasonic phacoemulsification based on non-longitudinal vibrations]*. Meditsinskiy vestnik Bashkortostana-Medical Bulletin of Bashkortostan, 6, 103-107. [In Russian].

36. Fishkind, W., Alio, J., Fine, I. (2010). *Standart Coaxial Towards the Minimal Incision Possible in Cataract surgery.* Minimizing incisions maximizing out-comes, 37.

37. Ioshin, I., Khachatryan, G., Ozderbaeva, A. (2012). *Analiz primeneniya tekhnologii fakoemulsifikatsii katarakty vysokoy plotnosti [Analysis of the application of technology in high-density cataract phacoemulsification]*. Oftalmologiya-Ophthalmology, 2, 59. [In Russian].

38. Shepeerd, J. (1990). *In situ fracture.* Cataract and Refract Surgery, 16, 436–440.

39. Nagahara, K. (1993). *Phako-chop technique eliminates central scalpting and allows faster, safer chaco.* Ocular Surgery new, 1, 12–13.

40. Gimbel, H. (1991). *Divide and conquer fractis phacoemulsification: development and variations.* J. Cataract and Refract. Surgery, 17, 281–291. https://doi.org/10.1016/s0886-3350(13)80824-3

41. Maloney, W., Fine, I., Dillman, D. (1993). *Crack and flip phacoemulsification technique.* J. Cataract and Refract. Surgery, 19, 797–802. https://doi.org/10.1016/s0886-3350(13)80355-0

42. Kumar, V., Frolov, M., Makovetskaya, I. (2012). *Otsenka bezopasnosti i effektivnosti ispolzovaniya parametrov nizkogo vakuuma i potoka zhidkosti pri fakoemulsifikatsii katarakty raznoy plotnosti [Evaluation of the safety and effectiveness of the use of low vacuum parameters and fluid flow during phacoemulsification of cataracts of different density]*. Katarakta i refraktsionnaya khirurgiya -Cataract and Refractive Surgery, 2, 13 – 16. [In Russian].

43. Malyugin, B. (2014). *Khirurgiya katarakty i intraokulyarnaya korrektsiya na sovremennom etape razvitiya oftalmokhirurgii [Cataract surgery and intraocular correction at the present stage of development of ophthalmic surgery]*. Vestnik oftalmologii-Bulletin of Ophthalmology, 6, 80 - 88. [In Russian].

44. Pershin, K., Pashinova, N., Tsygankov, A. (2015). *Fakoemulsifikatsiya s implantatsiyey IOL pri krayne vysokoy miopii. [Phacoemulsification with IOL implantation for extremely high myopia]*. Katarakta i refraktsionnaya khirurgiya-Cataract and refractive surgery, 3, 14 – 21. [In Russian].

45. Frolov, M., Frolov, A., Kazakova, K. (2016). *Pervyye rezultaty kombinirovannogo khirurgicheskogo lecheniya glaukomy v sochetanii s kataraktoy [The first results of combined surgical treatment of glaucoma in combination with cataract]*. Katarakta i refraktsionnaya khirurgiya-Cataract and Refractive Surgery, 1, 47 – 50. [In Russian].

46. Frolov, M., Frolov, A., Kazakova, K. (2016). *Aktivatsiya uveoskleralnogo trakta ottoka pri khirurgicheskom lechenii glaukomy v sochetanii s kataraktoy [Activation of the uveoscleral outflow tract in the surgical treatment of glaucoma in combination with cataract]*. Oftalmokhirurgiya-Ophthalmosurgery, 4, 12 – 15. [In Russian].

47. Bultanri, I., Sevin, M., Esen, D. (2012). *Modified capsular tension ring implantation in eyes with traumatic cataract and loss of zonular support.* J. Cataract Refract. Surg, 38, 431 – 436. https://doi.org/10.1016/j.jcrs.2011.10.029

48. Kohnen, T. (2011). *Compromised corneal endothelium and cataract: How should we decide*. J. Cataract Refract. Surg, 37, 1377 – 1378. https://doi.org/10.1016/j.jcrs.2011.06.013

49. Zacharias, J. (2015). *Thermal characterization of phacoemulsification probes operated in axial and torsional modes*. J. Cataract Refract. Surg, 41, 208 – 216. https://doi.org/10.1016/j.jcrs.2014.11.001

50. Bikbov, M., Burkhanov, Yu., Usubov, E. (2014). *Femtolazernaya khirurgiya katarakty [Femtolaser assisted cataract surgery]*. Meditsinskiy vestnik Bashkortostana-Medical Bulletin of Bashkortostan, 6, 116-119. [In Russian].

51. Nagy, Z., Kranitz, K., Takacs, A. (2011). *Comparison of intraocular lens decentration parameters after femtosecond and manual capsulotomies*. J Refract Surg. 564-569. https://doi.org/10.3928/1081597X-20110607-01

52. Trubilin, A. (2013). *Preimushchestva femtosekundnogo kapsuloreksisa po sravneniyu s mekhanicheskim.[Advantages of femtosecond capsulorhexis compared to mechanical]*. VIII Vserossiyskaya nauchnaya konferentsiya molodykh uchenykh s mezhdunarodnym uchastiyem «Aktualnyye problemy oftalmologii»-VIII All-Russian scientific conference of young scientists with international participation "Actual problems of ophthalmology", 250-252. [In Russian].

53. Anisimova S. (2012). *Fakoemulsifikatsiya katarakty s femtolazernym soprovozhdeniyem[Phacoemulsification of cataracts with femtolaser accompaniment]*. Pervyy otechestvennyy opyt. kataraktalnaya i refraktsionnaya khirurgiya-First domestic experience, Cataract and refractive surgery, 3, 7-10. [In Russian].

54. Anisimova S. (2013). *Femtolazernaya podderzhka pri khirurgii katarakty [Femtolaser support for cataract surgery]*. Metodicheskoye rukovodstvo-Methodological guide, 15. [In Russian].

55. Bikbov, M. (2013). *Rezultaty femtolazernoy khirurgii katarakty na platforme VICTUS [Results of femtolaser cataract surgery using the VICTUS platform]*.

Sovremennyye tekhnologii kataraktalnoy i refraktsionnoy khirurgii-Modern technologies of cataract and refractive surgery, 40-41. [In Russian].

56. Friedman, N., Palanker, D., Schuele, G. (2011). *Femtosecond laser capsulotomy*. J Cataract Refract Surg. 1189-1198. https://doi.org/10.1016/j.jcrs.2011.04.022

57. Raviv, T. (2009). *The perfectly sized capsulorhexis.* J. Cataract Refract. Surg, 37-41.

58. Roberts, T., Sutton, G., Lawless, M. (2011). *Capsular block syndrome associated with femtosecond laser-assisted cataract surgery.* J Cataract Refract Surg, 2068-2070. https://doi.org/10.1016/j.jcrs.2011.09.003

59. Anisimova, N., Polyakova, K. (2013). *Topografiya bloka «kapsulnyy meshok - IOL» posle fakoemulsifikatsii katarakty s femtolazernym soprovozhdeniyem po dannym ultrabiomikroskopii [Topography of the "capsular bag - IOL" block after cataract phacoemulsification with femtolaser accompaniment according to ultrabiomimicroscopy data]*. VIII Vserossiyskaya nauchnaya konferentsiya molodykh uchenykh s mezhdunarodnym uchastiyem «Aktualnyye problemy oftalmologii»-VIII All-Russian scientific conference of young scientists with international participation “Actual problems of ophthalmology. Moskva-Moscow. 28-29. [In Russian].

60. Kranitz, K., Takacs, A., Mihaltz, K. (2011). *Femtosecond laser capsulotomy and & manual continuous curvilinear capsulorhexis parameters and their effects on intraocular lens centration.* J Refract Surg, 558-563. https://doi.org/10.3928/1081597X-20110623-03

61. Nagy, Z., Takacs, A., Filkorn, T. et al. (2009). *Initial clinical evaluation of an intraocular femtosecond laser in cataract surgery.* J Refract Surg, 25, 053-1060. https://doi.org/10.3928/1081597X-20091117-04

62. Alekseev, I., Samoilenko, A., Beisekeyeva, J. (2011). *Novyy metod kombinirovannoy khirurgii katarakty i pervichnoy otkrytougolnoy glaukomy. [A new method of combined surgery for cataract and primary open-angle glaucoma]*. Glaukoma-Glaucoma, 2, 38 - 44. [In Russian].

63. Ryabtseva, A., Yugai, M. (2011). *Sravneniye trekh modeley intraokulyarnykh linz v khirurgii katarakty pri psevdoeksfoliativnom sindrome [Comparison of three models of intraocular lenses in cataract surgery for pseudoexfoliative syndrome]*. Sovremennyye tekhnologii kataraktalnoy i refraktsionnoy khirurgii-Modern technologies of cataract and refractive surgery, 214 – 218. [In Russian].

64. Samoilenko, A. (2012). *Odnovremennaya fakoemulsifikatsiya katarakty i endotrabekulektomiya pri pervichnoy otkrytougolnoy glaukome [Simultaneous cataract phacoemulsification and endotrabeculectomy in primary open-angle glaucoma]. Extended abstract of candidate's thesis* [In Russian].

65. Chee, S., Chan, N. (2017). *Capsule milking: Modification of capsulorhexis technique for intumescent cataract.* J. Cataract Refract. Surg, 43, 585 – 589. https://doi.org/10.1016/j.jcrs.2017.04.023

66. Izak, A., Werner, L., Pandey, S. (2004). *Analysis of the capsule edge after Fugo plasma blade capsulotomy, continuous capsulorhexis, and can-opener capsulotomy.* J. Cataract Refract. Surg, 30, 2606 – 2611. https://doi.org/10.1016/j.jcrs.2004.05.020

67. Edwards, K., Uy, H., Schneider, S. (2011). *The effect of laser lens fragmentation on use & of ultrasound energy in cataract surgery*. Association for Research in Vision and Ophthalmology Annual Meeting. A4710 Poster #D768. Fort Lauderdale, FL. Retrieved from www.arvo.org

68. Berger, J., Talamo, J., Marche, K. (1996). *Temperature measurement during phacoemulsificasion and erbium YAG laser phacoablation in model system.* J. Cataract and Refract. Surgery, 22, 372–378. https://doi.org/10.1016/s0886-3350(96)80253-7

69. Henriksen, B., Gardiner, G., Garff, K. et al. (2016). Can J Ophthalmol, 51(1), 14-8. https://doi.org/10.1016/j.jcjo.2015.10.013.

70. Olson, L. et al. (1978). *Effect of ultrasound on the corneal endothelium: I.* The Acute lesion. Br. J. Ophthalmol, 62, 134-144. https://doi.org/10.1136/bjo.62.3.134

71. Joo, J., Kim, T. (2021). *Comparison of corneal endothelial cell changes after phacoemulsification between type 2 diabetic and nondiabetic patients.* Medicine (Baltimore), 100(35), 27141. https://doi.org/10.1097/MD.0000000000027141

72. Werblin, T. (1993). *Long-term endothelial cell loss following phacoemulsification: model for evaluating endothelial damage after intraocular surgery.* Refract. Corneal Surg, 9 (1), 29-35.

73. Miyata, K., Maruoka, S., Nakahara, M. (2002). *Corneal endothelial cell protection during phacoemulsification: low- versus high molecular weigth sodium hyaluronate.* J. Cataract Refract. Surg, 28, 1557-1560. https://doi.org/10.1016/s0886-3350(02)01540-7

74. Nayak, B., Shukla, R. (2012). *Effect on corneal endothelial cell loss during phacoemulsification: fortified balanced salt solution versus ringer lactate.* J. Cataract Refract. Surg, 38, 1552-1558. https://doi.org/10.1016/j.jcrs.2012.04.036

75. Aust, S. et al. (2010). *Hydroxyl free radical production during torsional phacoemulsification.* J. Cataract Refract. Surg, 36 (12), 2146-2149. https://doi.org/10.1016/j.jcrs.2010.06.063.

76. Kopaeva, V., Kopaev, S., Andreev, Yu. et al. (2016). *Laser extraction of cataract.* Domestic technology, Modern technologies in ophthalmology, 5, 44-46. [In Russian].

77. Bayraktar, S., Atlan, T., Kucuksumer, Y. et al. (2001). *Capsular tension ring implantation after capsulorhexis in phacoemulsification of cataract associated with pseudoexfoliation syndrome.* J. Cataract Refract. Surg, 27, 1620-1628. https://doi.org/10.1016/s0886-3350(01)00965-8

78. Aznabaev, B., Dibaev, T., Mukhametov, R. et al. (2018). *Sovremennyye podkhody k energeticheskoy destruktsii khrustalika pri fakoemulsifikatsii. [Modern approaches to the energy destruction of the lens during phacoemulsification].* Meditsinskiy vestnik Bashkortostana-Medical Bulletin of Bashkortostan, 13, 1 (73), 106-110. [In Russian].

79. Cabeza-Gil, I., Ríos-Ruiza, I., Calvo, B. (2021). *Experimental evaluation of the injection force exerted in intraocular lens delivery with syringe-type injectors.* Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials, 124,104793. https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2021.104793

80. Nadyrgulova, A., Neveitseva, O. (2016). *Istoriya razvitiya khirurgii katarakty. [History of the development of cataract surgery].* Vestnik Soveta molodykh uchenykh i spetsialistov Chelyabinskoy oblasti-Bulletin of the Council of Young Scientists and Specialists of the Chelyabinsk Region, 4 3 (14), 56-66. [In Russian].

81. Pohilko, N., Habibullaev, SH., Safina, R., Zagidullina, A. (2020). *Intraocular lenses. varieties, characteristics, application.* Orenburg medical bulletin, 2 (30), 9-13

82. Nejima, R., Terada, Yu., Mori, Y., et al. (2015). *Clinical utility of femtosecond laser-assisted astigmatic keratotomy after cataract surgery.* Jpn. J. Ophthalmol, 59(4), 209-15. https://doi.org/10.1007/s10384-015- 0383-3

83. Aznabaev, B. (2005). *Ultrazvukovaya khirurgiya katarakty - fakoemulsifikatsiya. [Ultrasonic cataract surgery – phacoemulsification].* Avgust Borg-August Borg, Moskva-Moscow, 129. [In Russian].

84. Polishchuk, O., Kozyar, V. (2019). *Analiz taktylnykh elementiv intraokuliarnykh linz. [Analysis of haptic elements of intraocular lenses].* Biomedychna inzheneriia ta tekhnolohii-Biomedical engineering and technology. Kyiv; 2, 9-14. [In Ukranian]. https://doi.org/10.20535/2617- 8974.2019.2.184707

85. Tereshchenko, Yu., Krivko, S., Sorokin, E. et al. (2010). *Spontannyy vyvikh zadnekamernykh intraokulyarnykh linz (IOL) v otdalennom posleoperatsionnom periode: chastota. prichiny. oslozhneniya raka molochnoy zhelezy. [Spontaneous dislocation of posterior chamber intraocular lenses (IOLs) in the late postoperative period: incidence, causes, complications of breast cancer].* Klinicheskaya oftalmologiya-Clinical Ophthalmology, 3, 100 - 102. [In Russian].

86. Pashtaev, N. (1986). *Klassifikatsiya vyvikhov khrustalika. sovremennaya taktika lecheniya. [Classification of dislocations of the lens, modern treatment tactics]*. Aktualnyye problemy khirurgii khrustalika. steklovidnogo tela i setchatki-Actual problems of surgery of the lens, vitreous body and retina. Moskva-Moscow, 34–37. [In Russian].

87. Potemkin, V., Goltsman, E. (2019). *Methods of surgical correction of intraocular lens dislocation and aphacia.* The Scientific Notes of the Pavlov University 26(1):20-28. [In Russian]. https://doi.org/10.24884/1607-4181-2019-26-1-20-28

88. Savini, G., Hoffer, K., Lombardo, M. (2016). *Influence of the effective lens position, as predicted by axial length and keratometry, on the near add power of multifocal intraocular lenses.* J. Cataract Refract. Surg., 42, 44-49. https://doi.org/10.1016/j.jcrs.2015.07.044

89. Davison, J. (1993). *Capsule contraction syndrome.* J. Cataract Refract. Surg., 19, 582-589. https://doi.org/10.1016/s0886-3350(13)80004-1

90. Hayashi, K., Hayashi, H., Nakao, F. (1997). *Reduction in the area of the anterior capsule opening after polymethylmethacrylate, silicone and soft acrylic intraocular lens implantation.* Am. J. Ophthalmol, 123, 441-447. https://doi.org/10.1016/s0002-9394(14)70169-2

91. Polishchuk, O., Kozyar,V. (2020). *Konstruktyvni rishennia dlia zapobihannia rozvytku vtorynnoi katarakty pislia implantatsii intraokuliarnykh linz. [Constructive solutions to prevent the development of secondary cataracts after implantation of intraocular lenses]*. Innov Biosyst Bioeng, 4(1), 36–44. [In Ukranian]. https://doi.org/10.20535/ibb.2020.4.1.187310

92. Faisal, S., Nick, M., Alan, S. (2001). *Spontaneous late dislocation of intraocular lens within the capsular bag in pseudoexfoliation patients.* Ophthalmology, 108, 1727-1731. https://doi.org/10.1016/s0161-6420(01)00710-2

93. Chuprov, A., Kudryavtseva, Yu. (2007). *Patologiya khrustalika. [Pathology of the lens].* Uchebnik dlya studentov meditsinskikh vuzov Kirovskoy KGMA -Textbook for students of medical universities Kirov KSMA, 81.

94. Zhaboyedov, D. (2013). *Prichiny i faktory riska dislokatsii IOL v pozdnem posleoperatsionnom periode khirurgii katarakty [Causes and risk factors of IOL dislocation in the late postoperative period of cataract surgery].* Tavricheskiy biomeditsinskiy vestnik-Tauride Biomedical Bulletin, 16(3), 61-63. [In Russian]. Retrieved from http://nbuv.gov.ua/UJRN/Tmbv_2013_16_3(2)__17

95. Osipova, T., Eroshevskaya, E., Malov, I. (2013). *Sravnitelnyye rezultaty metodov khirurgicheskogo lecheniya bolnykh s podvyvikhom khrustalika. [Comparative results of methods of surgical treatment of patients with lens subluxation].* Vestnik Orenburgskogo gosudarstvennogo universiteta-Bulletin of the Orenburg State University, 4 (153), 197-200. [In Russian].

96. Fisher, R. (1986). *The ciliary body in accommodation.* Transactions of the Ophthalmological Societies of the United Kingdom, 105(2), 208-219.

97. U R Sica., L, R de Souza Mendes., P, L Thompson., R. (2020). Is the von Mises criterion generally applicable to soft solids? Soft Matter, 16(32), 7576-7584. https://doi.org/10.1039/d0sm00762e

98. Zetterstrom, C., Lundvall, A., Weeber, H. (1999). *Sulcus fixation without capsular support in children.* J. Cataract Refract. Surg., 25, 776-781. https://doi.org/10.1016/s0886-3350(99)00043-7

99. Tanaka, H., Fujinami, K., Watanabe, K. et al. (2014). *Haptic Breakage after Transscleral Fixation of a Single-Piece Acrylic Intraocular Lens.* Case Rep Ophthalmol, 5(2), 212–216. https://doi.org/10.1159/000365350

100. Tsai, Y., Tseng, S. (1999). *Transscleral fixation of foldable intraocular lens after pars plana lensectomy in eyes with a subluxated lens.* J Cataract Refract Surg., 25(5), 722-724. https://doi.org/10.1016/s0886-3350(99)00019-x

101. Wojciecb, O., Latecka, K., Palenga, P. et al. (2002). *Treatment of dislocated lenses in patients with Marfan's syndrome using vitrectomy and intraocular lenses.* Klin. Oczna, 104(1), 19-22.

102. Fayzrakhmanov, R., Shishkin, M., Konovalova, K., Karpov, G. (2020). Transscleral fixation of IOL from complex to simple. Bashkir Encyclopedia. 104. https://doi.org/10.25276/978-5-88185-472-0

103. Polishchuk, O. (2019). Pat. No. 141280 UA. *Prystrii dlia doslidzhennia pruzhnikh vlastyvostei intraokuliarnykh linz.* No. u201910693; declareted: 22.04.2019; published: 10.10.2019, Bul. No. 6. Available at: https://base.uipv.org/searchINV/search.php?action=viewdetails&IdClaim=261525

104. Kristianslund, O., Dalby, M., Drolsum, L. (2020). Dislocation of intraocular lens. Tidsskr Nor Laegeforen.140(7). doi: 10.4045/tidsskr.19.0526

105. Peng, Q., Visessook., Apple, D. et al. (2000). *Surgical prevention of posterior capsule opacification.* J Cataract Refractive Surgery., 26, 198 – 213. https://doi.org/10.1016/s0886-3350(99)00352-1

106. Gorodnichiy, V., Kuroyedov, A. (2016). *«Tsentralnyy voyennyy klinicheskiy gospital imeni P.V. Mandryka» ["Central Military Clinical Hospital by P.V. Mandryka"].* GranatPrint.

107. Suzana, M. (2018). *«Chego khirurgi-oftalmologi ozhidayut ot Iols v budushchem? » ["What do eye-surgeons expect from Iols for the future?"].* 45-y kongress i vystavka EFCLIN Dubrovnik. KhORVATIYa -45th EFCLIN Congress and Exhibition Dubrovnik. CROATIA, 26th-28th April. [In Russian].

108. Lane, N. (2006). *Pioneers of the Past and the Present Examine the Permissible Limits of Innovation.* EuroTimes, 18(3). Retrieved from https://issuu.com/eurotimes/docs

109. Maedel, S., Evans, JR., Harrer-Seely, A. (2021). et al. *Intraocular lens optic edge design for the prevention of posterior capsule opacification after cataract surgery.* Cochrane Database Syst Rev., 8(8). https://doi.org/10.1002/14651858.CD012516.

110. Abela-Formanek, C. (2002). *Results of hydrophilic acrylic, hydrophobic acrylic, and silicone intraocular lenses in uveitic eyes with cataract.* Comparison to a control group, 28(7), 1141-52. https://doi.org/10.1016/s0886-3350(02)01425-6

111. Ioshin, I., Egorova, E., Tolchinskaya, A. (2001). *Intracapsule ring in the prevention of complicated cataract surgery.* Questions of Ophthalmology, Collection. Scientifically practical, 111.

112. Zhang K, Dong Y, Zhao M. et al. (2021). *The effect of capsule tension ring on posterior capsule opacification: A meta-analysis.* PLoS One, 16(3), https://doi.org/10.1371/journal.pone.0246316.

113. Miltiadis, F., Anja, V., Jens, H. et al. (2018). *Methods of fixation of intraocular lenses according to the anatomical structures in trauma eyes.* Clin Anat, 31(1), 6-15. https://doi.org/10.1002/ca.22898.

114. Jacob, S., Agarwal, A. (2013). *Fibrin glue assisted trans-scleral fixation of an endocapsular device for sutureless trans-scleral capsular bag fixation in traumatic subluxations: the glued endocapsular ring/segment.* Med Hypothesis Discov Innov Ophthalmol, 2 (1), 3–7.

115. Apple, D., Peng, Q., Vesessook, N. (2020). et al. *Eradication of Posterior Capsule Opacification: Documentation of a Marked Decrease in Nd: YAG Laser Posterior Capsulotomy Rates Noted in an Analysis of 5416 Pseudophakic Human Eyes Obtained Postmortem.* Ophthalmology, 127(4), 29-42.https://doi.org/10.1016/j.ophtha.2020.01.026.

116. Polischuk, O., Kozyar, V. (2019). Pat. No. 137306 UA. *Hnuchka monoblochna multyfokalna intraokuliarna linza "Support OP".* No. u201904288; declareted: 22.04.2019; published: 10.10.2019, Bul. No. 19. Available at: https://base.uipv.org/searchINV/search.php?action=viewdetails&IdClaim=266583

117. Olive, F., Wolf, B., Rupert, M., Michael, G., Georg, R., Hannes. et al. (2003). *Comparison of 4 methods for quantifying posterior capsule opacification.* J Cataract Refract Surg; 2003; 29. (1): 106–111. https://doi.org/10.1016/s0886-3350(02)01509-2

118. Nishi, O., Nishi, K., Mano, C. et al. (1998). *The inhibition of lens epitelial cell migration by a discontinuous capsula bend created by a band–shaped circular loop or a capsula–banding ring.* Ophthalmic Surg Lazerz, 29, 119–25.

119. Bobrova, N., Tassignon, M., Lorenz, B. et al. (2009). *Implantatsiya IOL s polnym tipom krepleniya – «meshok-v-linze» (BAH-IN-TY LENS) pri fakoaspiratsii vrozhdennykh katarakt u detey. [Implantation of IOL with a full type of attachment - "bag-in-lens" (BAH-IN-TY LENS) for phacoaspiration of congenital cataracts in children].* Oftalmologicheskiy zhurnal-Ophthalmological journal, 6, 9-16. [In Russian].

120. Bobrova, N., Tassignon, M., Romanova, T., Kovalchuk, A. (2012). *The state of the capsular ring in the dynamics of observations during implantation of the IOL "BIL" (bag-in-lens) in children.* Modern technologies of cataract and refractive surgery, 41-5.

121. Tekeyeva., L. (2020). Sovershenstvovanie metodov lecheniya retsidiviruyuschey erozii rogovitsyi [Improving Treatment Methods recurrent corneal erosion]. Extended abstract of candidate's thesis, Moscow [in Russian]

122. Polischuk, O., Kozyar, V. (2020). Pat. No. 142801 UA. *Hnuchka obiemozaminna multyfokalna intraokuliarna linza "NVision OP".* No. u202000572; declareted: 30.01.2020; published: 25.06.2020, Bul. No. 12. Available at: https://base.uipv.org/searchINV/search.php?action=viewdetails&IdClaim=263597

123. Gaboedov, D. (2013). Pat. No. 78758 UA. *Sposob diagnostiki artefaktov glaza.* No.u201212407; declareted: 30.10.2012; published: 25.03.2013, Bul.No.6.Available at: https://base.uipv.org/searchINV/search.php?action=viewdetails&IdClaim=185066

124. Davison, JA. (2000). *Positive and negative dysphotopsia in patients with acrylic intraocular lenses.* J Cataract Refract Surg., 26(9), 1346-55. https://doi.org/10.1016/s0886-3350(00)00611-8

125. Haring, G., Dick, HB., Krummenauer, F., Weissmantel, U., Kröncke, W. (2001). *Subjective photic phenomena with refractive multifocal and monofocal intraocular lenses*

results of a multicenter questionnaire. J Cataract Refract. Surg., 27(2), 245 -9. https://doi.org/10.1016/s0886-3350(00)00540-x

126. Engren, A., Behndig, A. (2013). *Anterior chamber depth, intraocular lens position, and refractive outcomes after cataract.* J Cataract Refract Surg., 39(4), 572-7. https://doi.org/10.1016/j.jcrs.2012.11.019

127. Dunbar Hoskins, H. (2011). *Cataract in the adult eye. San Francisco: American Academy of Ophthalmology*, 96. Retrieved from http://bdoc.info/dl/informationen/Cataract-in-the-Adult-Eye-2011-AAO-komplett.pdf

128. Morozova, T. (2006). *Intraokulyarnaya korrektsiya afakii multifokalnoy linzoy s gradiyentnoy optikoy [Intraocular correction of aphakia with a multifocal lens with gradient optics]*. Klinicheskiye i teoreticheskiye issledovaniya-Clinical and theoretical research, 124. [In Russian].

129. Charman, W. (1991). *Visual optics and instrumentation.* CRC Press. 1, 1 – 26.

130. Averbukh, B., Averbukh, I. (2016). *"Formation of the Reflected and Refracted S-Polarized Electromagnetic Waves in the Fresnel Problem from the Viewpoint of Molecular Optics", Russ.* Phys. J., (58)12, 1760–1766. https://doi.org/10.1007/s11182-016-0713-z

131. Wünsche, A. (2022). *Two Concepts in Optics of Anisotropic Dispersive Media and Polariton Case in Coordinate-Invariant Way.* Journal of Modern Physics, 13, 574-619. https://doi.org/10.4236/jmp.2022.134035

132. Lina, C., Kursat, S. (2019). *Surface Roughness Effects on the Broadband Reflection for Refractory Metals and Polar Dielectrics.* Faculty of Engineering and Natural Science, 12, 3090. https://doi.org/10.3390/ma12193090

133. Khusu, A., Vitenberg, Yu., Palmov, V. (1975). *Roughness of surfaces (a probabilistic approach).* The Science, 344. https://doi.org/10.18287 / 2541-7533-2017-16-2-90-100

134. Tymkul, V., Ovchinnikov, S., Kuznetsov, M. (2013). *Optical method for monitoring surface roughness.* International conf., „SibOptics–2013“, 1, 282—285. https://doi.org/10.17586/0021-3454-2016-59-2-159-163

135. Kuznetsov, S. (2018). *Otrazheniye sveta ot intraokulyarnoy linzy i sposob ego umensheniya. [Light reflection from the intraocular lens and a way to reduce it].* Theoretical study. Ophthalmology. 15(3), 318-324. [In Russian]. https://doi.org/10.18008/1816-5095-2018-3-318-324

136. Evelyn, H., Laurence, T. (2018). *Discussion of a physical optics method and its application to absorbing smooth and slightly rough hexagonal prisms*. Journal of Quantitative Spectroscopy and Radiative Transfer 218(9), https://doi.org/10.1016/j.jqsrt.2018.06.019

137. Mohammad, Z., Anne, H., Nikolas, O., Jens, P., Anil, K. (2016). *Visualization of perfusion changes with laser speckle contrast imaging using the method of motion history image*. Study Microvasc Res, 107, 106-9. https://doi.org/10.1016/j.mvr.2016.06.003

138. Anderson, R., Marco, A., Mauro, R., Rodrigo, O. (2020). *Chapter 3 -Continuous-flow chemistry toward sustainable chemical synthesis.* Green Sustainable Process for Chemical and Environmental Engineering and Science, 49-69. https://doi.org/10.1016/B978-0-12-819539-0.00003-8

139. González-Acuña., R, Chaparro-Romo., H, Gutiérrez-Vega., J. (2019). "General formula to design a freeform singlet free of spherical aberration and astigmatism". Appl. Opt. 58 (4), 1010-1015. https://doi.org/10.1364/AO.58.001010

140. Koronkevich, V. (2005). *Formirovanie izobrazheniya v opticheskih sistemah* [Formation images in optical systems]. NSTU, 76. [In Russian].

141. Zhaboedov, D. (2012). *Osobennosti opticheskikh yavleniy estestvennykh i iskusstvennykh khrustalikov glaza cheloveka. [Features of optical phenomena of natural and artifi cialcrystalline lenses of a human eye].* Problems of ecological and medical genetics and clinical immunology. 5, 529-553. [In Russian].

142. Grytsenko, K. (2008). *Membrany iz politetraftoretilena. osazhdennyye ispareniyem v vakuume: mekhanizm rosta. svoystva. primeneniye. [Membranes of polytetrafluoroethylene deposited by evaporation in a vacuum: growth mechanism, properties, application]*. D.Mendeleev Russian Chemical Society. 52(3), 112-143. [In Russian].

143. Legeais, J., Werner, L., Legeay, G. (1998). *In vivo study of a fluorocarbon polymer-coated intraocular lens in a rabbit model.* J Cataract Refract Surg. 24(3), 371-9. https://doi.org/10.1016/s0886-3350(98)80326-x.

144. Werner, L., Legeais, J., Durand, J. (1997). *Endothelial damage caused by uncoated and fluorocarbon-coated poly (methyl methacrylate) intraocular lenses.* J Cataract Refract Surg. 23(7): 1013-9. https://doi.org/10.1016/s0886-3350(97)80073-9

145. Kucherenko O., Kucherov E. (2006). *Accuracy of determination MTF of lens with optical detector based on linear CCD*. Bulletin of NTUU "KPI". INSTRUMENT MAKING, 31, 31-38.

146. Panemann, C., Diekmann, T., Hilleringmann, U. et al. (2005). *In: Proc.* IEEE «Polytronic», 63.

147. William, A. (2016). *Expanded PTFE Applications Handbook.* Technology, Manufacturing and Applications, 300.

148. Adam, L., Beata, A., Tomasz, C. et al. (2020). *Surface Modification of PLLA, PTFE and PVDF with Extreme Ultraviolet (EUV) to Enhance Cell Adhesion.* Int J Mol Sci, 21(24),9679. https://doi.org/10.3390/ijms21249679.

149. *Food and Drug Administration, FDA, USFDA « US Food and Drug Administration »* https://www.fda.gov. Retrieved from https://www.fda.gov/food

150. Kuzminova, A., Solař, P., Kylián, O. (2019). *Double Plasmon Resonance Nanostructured Silver Coatings with Tunable Properties.* Journal of Nanomaterials, 1-8. https://doi.org/10.1155/2019/1592621

151. Abraham, J., Kongsuwan, N., Strunskus, T., Faupel, F., Bonitz, M. (2015). *Simulation of nanocolumn formation in a plasma environment.* Journal of Applied Physics 117, 305. https://doi.org/10.1063/1.4905255

152. Narendra, K., Neha, S., Tamanna, K., Priti, A., Ravi, A. (2019). *Plasma Irradiation of Polymers: Surface to Biological Mitigation.* Radiation Effects in Polymeric Materials, 319-350. https://doi.org/10.1007/978-3-030-05770-1_10

153. Willem Abraham, J., Hinz, A., Strunskus, T., Faupel, F., Bonitz, M. (2018) *Formation of polymer-based nanoparticles and nanocomposites by plasma-assisted deposition methods.* The European Physical Journal, 72(5), 92. https://doi.org/10.1140/epjd/e2017-80426-9

154. Arefi-Khonsari, F., Andre, A., MOTJTAZER-RAHMATI, P., Amouroux, J. (1992). *Plasma polymerization and surface treatment of polymers.* Pure and Applied Chemistry, 64(5), 715-723. https://doi.org/10.1351/pac199264050715

155. Zhang, X., Qin, Jiaqian., Perasinjaroen, T., Aeksen, W. (2015). *Superhard Diamond composite coatings.* Surface and Coatings Technology, 276, 228-232. https://doi.org/10.1016/j.surfcoat.2015.06.073

156. Milella A., Palumbo F., Favla P., Cicala G., d'Agostino R. (2005). Pure Appl. Chem., 77(2), 399—414.

157. Joseph Nathanael, A., Hwan Oh, T. (2020). *Biopolymer Coatings for Biomedical Applications.* Polymers,12(12), 3061. https://doi.org/10.3390/polym12123061

158. Puurunena, R. (2005). *Surface chemistry of atomic layer deposition: A case study for the trimethylaluminum/water process.* Journal of Applied Physics, 97, 121301. https://doi.org/10.1063/1.1940727

159. Kanashima T., Maida O., Kohma N. et al. (2006). Ibid., 5, 7774—7780.

160. Ueno, Y., Fuji, T., Kannari, F., Appl.Phys. Lett., 1994, v. 65, № 11, p. 1370.

161. Jiang W.; Norton M.G.; Tsung L.; Dickinson J.T. J. Mater. Res., 1995, v. 10, № 4, p. 1038.

162. Lau K. K. S., Gleason K. K. J. Phys. Chem. B, 2001, v. 105, p. 2303—2307.

163. Yue-ling, Yu., Xin-Qi, X., Cong-da, LuaTai-hua, Z., Yi, M. (2020). *Investigation on the microstructural and mechanical properties of a Polytetrafluoroethylene thin film by radio frequency magnetron sputtering.* Thin Solid Films, 712, 138302. https://doi.org/10.1016/j.tsf.2020.138302

164. Almas, B., Mohsin, I. *Interfaces and surfaces.* Chemistry of Nanomaterial, 43–111.

165. Yanqing, Z., Cong, S., Jingling, L., Liuwen, Z., Xueqing, X., Xiudi, X. et al. (2021). *Superhydrophobic polytetrafluoroethylene film deposited on solar selective absorber by electron beam evaporation.* Materials Chemistry and Physics, 257, 123828

166. Gritsenko, K., Khimchenko, Yu., Lantukh G. (1987). *Opticheskaya zapis informatsiiю [Optical Recording of Information]*. Ed. Petrov, V. Naukova Dumka, 85-87. [In Russian].

167. Takuya, I., Suguru, K., Satoshi, U., Hiroaki, U. (2022). *Electron-assisted deposition and interface control of naphthalenediimide derivative thin films.* Japanese Journal of Applied Physics, 61, 2-8. https://doi.org/10.35848/1347-4065/ac55de

168. Musubu, I., Kazuaki, I., Atsuro, O., Jun, M., Yoichiro, Y., Naoki, H., Naomi, O. (2015). *Interface control between an indium–tin-oxide electrode and a hole-transport polymer via reactive self-assembled monolayers.* Japanese Journal of Applied Physics, 56(11).

169. Kolomzarov, Yu. (2011). *Sozdaniye vakuumnoy ustanovki dlya naneseniya organicheskikh i organo-neorganicheskikh mnogokomponentnykh nanoplenok [Creation of a vacuum unit for deposition of organic and organo-inorganic multicomponent nanofilms]*. Izvestia S-P GTI-News, 10 (36), 91-93. [In Russian].

170. Gritsenko, K. (1977). *Institut mekhaniki metallopolimernykh sistem im. V. A. Belogo NAN Belarusi [Institute of Mechanics of Metal-Polymer Systems V. A. Bely*

National Academy of Sciences of Belarus]. Extended abstract of candidate's thesis. Gomel [in Russian].

171. Gritsenko, K., Krasovsky, A., Goncharenko, A. (1989). *Surface* [Poverkhnost], 11, 106-109. [in Russian].

172. Prelipceanu, M., Cojocariu, L., Graur, A. (2013). *Surface investigations of vacuum Teflon thin films deposited on different materials suitable for medical applications and optoelectronics.* E-Health and Bioengineering. https://doi.org/10.1109/EHB.2013.6707421

173. Lemeshko, B., Gorbunova, A., Lemeshko, S., Postovalov, S., Rogozhnikov, A., Chimitova, E. (2013). *Computer modeling and study of probabilistic patterns [Kompyuternoye modelirovaniye i issledovaniye veroyatnostnykh zakonomernostey.]* Novosibirsk State Technical University- Novosibirskiy gosudarstvennyy tekhnicheskiy universite, 1(22), 74-85.

174. Lemeshko, B. (2014). *Solving problems of using some nonparametric goodness-of-fit tests.* Optoelectronics, Instru-mentationand Data Processing. 50(1),21-35.

175. Eduardo, H., Ruben, S., Tomás, R. (2021). *Thermodynamics from Lagrangian theory and its applications to nanosize particle systems.* Molecular Physics, 119(14). https://doi.org/10.1080/00268976.2021.1940333

176. Genovese, M., Gramegna, M. (2020). *Special Issue on Quantum Optics for Fundamental Quantum Mechanics.* Appl. Sci, 10, 3655. https://doi.org/10.3390/app10103655

177. Bezditko, P., Bezditko, N. (2008). *Stan oftalmolohichnoi dopomohy naselenniu v Ukraini [The state of ophthalmic care for the population in Ukraine].* Organization of ophthalmic care at the present stage- Orhanizatsiia oftalmolohichnoi dopomohy na suchasnomu etapi, 27–29. [In Ukranian]

178. Foster, A. (2020). *Cataract and "Vision 2020—the right to sight" initiative*. British Journal of Ophthalmology 2001, 85, 635-637. http://dx.doi.org/10.1136/bjo.85.6.635

179. Rikov S., Barinov, Yu., Vidiborets, S. (2018). *Regionalni osoblivosti resursnogo. zokrema kadrovogo. zabezpechennya nadannya oftalmologichnoï dopomogi dityam v Ukraïni [Regional peculiarities of resource, staffing, provision of ophthalmic care for children in Ukraine]*. Archives of ophthalmology of Ukraine-Arkhiv oftalmolohii Ukrainy (6), 1, 6-13. Retrieved from http://nbuv.gov.ua/UJRN/aroft_2018_6_1_3

180. *Medychna hazeta "Zdorovia Ukrainy 21 storichchia" [Medical newspaper "Health of Ukraine of the 21st century"]* (2022). № 2 (519). Retrieved from https://health-ua.com/newspaper/med_gaz_zu/69528-medichna-gazeta-zdorovya-ukrani-21-storchchya--2-519-2022-r

181. Semakina, A. (2019). *Implantatsiya elastichnoy zrachkovoy intraokulyarnoy linzy posle fakoemulsifikatsii katarakty pri obshirnykh defektakh svyazochnogo apparata khrustalika [Implantation of an elastic pupillary intraocular lens after cataract phacoemulsification with extensive defects in the ligamentous apparatus of the lens]. Extended abstract of Doctor's thesis.* Moscow [in Russian].

182. Iskakov, I. (2017). *Tekhnologii proizvodstva multifokalnykh difraktsionno-refraktsionnykh intraokulyarnykh linz [Technologies for the production of multifocal diffractive-refractive intraocular lenses]*. Avtometriya-Autometry. 53(5), 30-39. [in Russian]. https://doi.org/10.15372/AUT20170503

183. Kim, J., Jung, J., Lee, J., et al. (2015). *Clinical outcimes following implantation of diffractive multifocal intraocular lenses with varying add powers.* Amer. Journ. Ophthalmol, 160(4), 702-709.

184. Auffarth, G., Reiter, J., Leitritz, M., Bartz-Schmidt, K-U., Höhn, F., Breyer, D., et al. (2021) *High-addition segmented refractive bifocal intraocular lens in inactive age-*

related macular degeneration. A multicenter pilot study, PLoS ONE, 16(9), e0256985. https://doi.org/10.1371/journal.pone.0256985

185. Liekfeld, A., Ehmer, A., Schroter, U. (2015). *Visual function and reading speed after bilateral implantation of 2 types of diffractive multifocal intraocular lenses: Add-on versus capsular bag design Journ.* Cataract Refract. Surg., 41(10), 2107–14. https://doi.org/10.1016/j.jcrs.2015.10.055

186. Cabeza-Gil, L., Grasa, J., Calvo, B. (2021). A validated finite element model to reproduce Helmholtz's theory of accommodation: a powerful tool to investigate presbyopia. Ophthalmic Physiol Opt, 41(6), 1241-1253. https://doi.org/10.1111/opo.12876

187. Kornilovsky, I. (2014). *Novaya energosberegayushchaya gidrogemodinamicheskaya teoriya akkomodatsii [New energy-saving hydrohemodynamic theory of accommodation].* Refraktsionnaya khirurgiyai oftalmologiya-Refractive surgery and ophthalmology, 10(3), 16–22. [in Russian].

188. Iomdina, E., Bauer, S., Kotliar, K. (2015). *Biomekhanika glaza: teoreticheskiye aspekty i klinicheskiye prilozheniya [Eye Biomechanics: Theoretical Aspects and Clinical Applications].* Real Time, 208. [in Russian].

189. Peresypkin, V., Zolotarev, A., Peresypkinm, K., Ivanova, E. (2006). *Issledovaniye mekhanizma akkomodatsii glaza cheloveka na osnove konechno–elementnogo modelirovaniya [Study of the accommodation mechanism of the human eye based on finite element modeling].* Vestnik Samarskogo gosudarstvennogo aerokosmicheskogo universiteta im. akad. S.P. Koroleva-Bulletin of the Samara State Aerospace University. acad. S.P.Korolev, 1(9), 176–86. [in Russian].

190. Coleman, D., Fish, S. (2001). *Presbyopia, Accommodation, and the Mature Catenary.* Ophthalmol, 108(9), 1544–51. https://doi.org/10.1016/s0161-6420(01)00691-1

191. Mazyed Alsaqr, A., AlShareef, H., Alhajri, F., Abusharha, A., Fagehi, R., Alharbi, A., et al. (2021). *Accommodative Response in Patients with Central Field Loss: A*

Matched Case-Control Study. Vision (Basel), 5(3), 35. https://doi.org/10.3390/vision5030035.

192. Ai-Hong, C., Azmir, Ahmad., Stephanie, Kearney., Niall, Strang. (2019). *The influence of age, refractive error, visual demand and lighting conditions on accommodative ability in Malay children and adults.* Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol, 257(9), 1997-2004. https://doi.org/10.1007/s00417-019-04405-z.

193. López-Gil, N., Martin, J., Liu, T., Bradley, A., Díaz-Muñoz, D., N Thibos, L. (2013). *Retinal image quality during accommodation.* Ophthalmic Physiol Opt, 33(4), 497-507. https://doi.org/10.1111/opo.12075.

194. Wang, K., Pierscionek, B. (2019). *Biomechanics of the human lens and accommodative system: Functional relevance to physiological states.* Prog Retin Eye Res, 71, 114-131. https://doi.org/10.1016/j.preteyeres.2018.11.004.

195. Batkov, E. (2010). *Implantatsiya elastichnoy zadnekamernoy intraokulyarnoy linzy pri nesostoyatelnosti kapsulno-svyazochnogo apparata [Implantation of an elastic posterior chamber intraocular lens in case of failure of the capsular-ligamentous apparatus of the lens]*. Extended abstract of candidate's thesis. Cheboksary [in Russian].

196. Kasmynin I. (1997). *Analiz rezultatov implantatsiy kollagenovykh IOL posle ekstraktsii katarakty [Analysis of the results of implantation of collagen IOLs after cataract extraction]*. Extended abstract of candidate's thesis. Moscow [in Russian].

197. Sergienko, N. (2014). *Akkomodiruyushchiye iskusstvennyye khrustaliki [Accommodating artificial lenses]*. Arkhiv oftalmolohii Ukrainy-Archives of Ophthalmology of Ukraine, 2(1), 88-95. [In Russian].

198. Presypkin, V., Ivanova, E., Presypkin, K., Zolotarev, A., Karolova, E. (2009). *Issledovaniye mekhanizma akkomodatsii glaza cheloveka na osnove konechnoelementnogo modelirovaniya. [Study of the accommodation mechanism of the human eye based on finite element modeling]*. Ross. obshchenats. oftalm. forum.-Ross. nationwide ophthalmos. forum. 568-569. [In Russian].

199. Glasser, A., Kaufman, P. (1999). *The mechanism of accommodation in primates*. Ophthalmology, 106(5), 863–72.

200. Glasser S.A., Kaufman P.L. (2005). *Presbyopia*. eMedicine. Retrieved from http://www.emedicine.com/oph/topic699.htm.

201. Zavgorodnyaya, N., Sarzhevskaya, L., Ivakhnenko, E. at al. (2017). *Katarakta: ucheb.-metod. posobiye dlya vrachey-internov po spetsialnosti «Oftalmologiya» [Cataract: study method. manual for interns in the specialty "Ophthalmology"]*. Retrieved from http://dspace.zsmu.edu.ua/handle/123456789/7453 [In Russian].

202. Abolmaali, A., Schachar, R.A., Le, T. (2007). *Sensitivity study of human crystalline lens accommodation*. Computer Methods and Programs in Biomedicine, 85(1): 77–90. https://doi.org/10.1016/j.cmpb.2006.08.005

203. Krag, S., Andreassen, T. (2003). *Mechanical properties of the human lens capsule*. Prog. Retin. Eye. Res., 22(6): 749–67. https://doi.org/10.1016/s1350-9462(03)00063-6

204. Horiuchi, T., Mihashi, T., Hoshi, S., Okamoto, F., Oshika, T. (2021). *Artificial accommodating intraocular lens powered by an ion polymer-metal composite actuator*.16(6):e0252986. https://doi.org/10.1371/journal.pone.0252986. eCollection 2021.

205. Lan, J., Yu-Sen, H., Yun-Hai, D., Xiao-Ming, W., Jia-Jun, S., Li-Xin, X. (2017). *Visual performance with accommodating and multifocal intraocular lenses*. 10(2):235-240. https://doi.org/10.18240/ijo.2017.02.09.eCollection2017.

206. Kuchle, M. (2004). *Comparison of 6-month results of implantation of the 1CU accommodative intraocular lens with conventional intraocular lenses*. Ophthalmology, 111(2), 318–324. https://doi.org/10.1016/j.ophtha.2003.05.033

207. Pepose, J. (2007). *Visual performance of patients with bilateral vs combination Crystalens, ReZoom, and ReSTOR intraocular lens implants*. Am. J. Ophthalmol, 144(9), 347–357. https://doi.org/10.1016/j.ajo.2007.05.036

208. Korkhov, E. (2012). *Correction of aphakia with various types of multifocal intraocular lenses in conditions of bilateral symmetric and asymmetric implantation. Extended abstract of candidate's thesis,* Rostov-on-Don [in Russian]

209. Findl, O. (2003). *Intraocular lens movement caused by ciliary muscle contraction.* Cataract Refract Surg., 29(4), 669–676. https://doi.org/10.1016/s0886-3350(02)01652-8

210. Hirnschall, N., Paolo D Henson, R., Marianito S Vicencio, Jay., L Angeles, A., Findl, O., Phillips, A. (2021). *Evaluation of a Novel Zonular Tension Restoring Accommodating Silicone IOL Design: Pilocarpine and Cyclopentolate-Induced Effect 20 Months after Implantation.* J Ophthalmol, 4797851. https://doi.org/10.1155/2021/4797851. eCollection 2021.

211. Polishchuk, O. (2021). Pat. No. 150305 UA. *Obiemozaminna multyfokalna intraokuliarna linza "NVision Optics ".* No. u202104749; declareted: 19.08.2021; published: 26.01.2022, Bul. No. 4. Available at: https://base.uipv.org/searchINV/search.php?action=viewdetails&IdClaim=280365

212. Kaptsov, V., Deinego, V. (2021). *Evolyutsiya iskusstvennogo osveshcheniya: vzglyad gigiyenista. [The evolution of artificial lighting: a hygienist's view].* Rossiyskaya Akademiya Nauk-Russian Academy of Sciences, 632. [in Russian]

213. Polishchuk, O. (2021). Pat. No. 149961 UA. *Inzhektor dlia implantatsiyi ta eksplantatsiyi intraokuliarnoi linzy.* No. u202104750; declareted: 19.08.2021; published: 15.12.2021, Bul. No. 50. Available at: https://base.uipv.org/searchINV/search.php?action=viewdetails&IdClaim=279778

214. Polishchuk, O. (2020). Pat. No. 142651 UA. *Sposib korektsii optychnykh aberatsii linz.* No. u201910694; declareted: 29.10.2019; published: 25.06.2020, Bul. No. 12. Available at: https://base.uipv.org/searchINV/search.php?action=viewdetails&IdClaim=269126

215. Polischuk, O., Kozyar, V. (2022). Pat. No. 150954 UA. *Sposib zmenshennia poperechnoi sferychnoi aberatsii ta nehatyvnykh fotychnykh efektiv intraokuliarnykh linz metodom nanesennia politetraftoretylenu*. No. u202105057; declareted: 08.09.2021; published: 18.05.2022, Bul. No. 20. Available at: https://base.uipv.org/searchINV/search.php?action=viewdetails&IdClaim=281501

ДОДАТОК А ПРОТОКОЛ НАПИЛЕННЯ ПОЛІТЕТРАФТОРЕТИЛЕНУ НА УСТАНОВЦІ “УВН-74”

НАЦІОНАЛЬНА АКАДЕМІЯ НАУК УКРАЇНИ
ІНСТИТУТ ФІЗИКИ НАПІВПРОВІДНИКІВ ім. В. Є. ЛАШКАРЬОВА

Відділ оптоелектроіки
м. Київ, пр. Науки, 41

ПРОТОКОЛ № 29

напилення політетрафторетилену на інтраокулярні лінзи

У порядку надання консультативно-технічної допомоги факультету біомедичної інженерії Національного технічного університету України «Київський політехнічний інститут ім. Ігоря Сікорського» спеціалістом відділу оптоелектроніки Інституту фізики напівпровідників ім. В. Є. Лашкарьова НАН України проведено напилення політетрафторетилену на інтраокулярні лінзи.

Об’єкт нанесення плівки:

Три інтраокулярні лінзи, діаметр оптичної частини 6,5 мм, матеріал гідрофобний акрил, коефіцієнт заломлення 1,55, оптична сила 28 діоптрій.

Обладнання:

1. Установка вакуумного напилення, модель УВН-74, модернізована, інв. № 10491541,
2. Вакумметр PfeifferVacuum, D-35614 Asslar, зав. № 44205385, індикаторний прилад
3. Датчик вакуумметру PfeifferVacuum, тип PKR 251, зав. № 44204765
4. Привід системи обертання підкладинок, власного виробництва.
5. Керуючий блок вакуумної системи, власного виробництва.
6. Управляючий комп’ютер, процесор Celeron ® CPU 3,06 GHz 3,07 GHz , 2,99 GB RAM.
7. Плата вимірювання резонансних частот кварцевих датчиків товщини Sigma SQM-424, встановлена у управляючий комп’ютер.
8. Три кварцевих датчика товщини, встановлені у робочу вакуумну камеру та електрично під’єднані до плати вимірювання резонансних частот кварцевих датчиків товщини Sigma SQM-424.
9. Технологічна оснастка відповідно регламенту напилення, власного виготовлення.

Порядок виконання:

1. На обертаючий диск були завантажені інтраокулярна лінза у спеціально виготовленому тримачі, кремнієвий свідок та скляний свідок 25,4x76,2x1,2 мм^3. Диск із лінзою та свідками встановлювався на систему

обертання підкладинок в камеру УВН-74, після герметизації якої робоча камера відкачувалась до тиску не більше $1*10^{-4}$ мм рт.ст.

2. Методом фізичного випаровування політетрафторетилену з електронною активацією виділених в газову фазу продуктів ініціювався процес напорошення політетрафторетилену на ІОЛ та свідки.

3. Технологічні параметри нанесення плівки політетрафторетилену: напруга електронної активації 0,8 кВ, сила струму електронної активації 10 мА, температура випаровувала від 20 °С до 352 °С, тиск у робочій камері від $1,4*10^{-4}$ мм рт. ст до $2,8*10^{-4}$ мм рт. ст.

4. Критерієм досягнення заданої товщини плівки політетрафторетилену була різниця початкових та побіжних показань значення частоти резонансу кварцового датчика товщини, виміряної за допомогою плати вимірювання резонансних частот кварцевих датчиків товщини Sigma SQM-424, встановленої у управляючий комп'ютер За різницею вихідної частоти кварцевого вимірювача 5 808 932 Гц та кінцевої 5 805 132 Гц визначено, що товщина напорошеного шару політетрафторетилену становила 50 нм.

5. У аналогічному порядку шар політетрафторетилену наносився на другу сторону ІОЛ. За різницею вихідної частоти кварцевого вимірювача 5 805 831 Гц та кінцевої 5 802 031 Гц визначено, що товщина напорошеного шару політетрафторетилену становила 50 нм.

6. На обертаючий диск були завантажені інтраокулярна лінза у спеціально виготовленому тримачі, кремнієвий свідок та скляний свідок 25,4х76,2 мм. Диск із лінзою та свідками встановлювався на систему обертання підкладинок в камеру УВН-74, після герметизації якої робоча камера відкачувалась до тиску не більше 1*10-4 мм рт.ст.

7. Методом фізичного випаровування політетрафторетилену з електронною активацією виділених в газову фазу продуктів ініціювався процес напорошення політетрафторетилену на ІОЛ та свідки.

8. Технологічні параметри нанесення плівки політетрафторетилену: напруга електронної активації 0,8 кВ, сила струму електронної активації 10 мА, температура від 26 °С до 368 °С, тиск у робочій камері від $4,5*10^{-5}$ мм рт. ст до $1,9*10^{-4}$ мм рт. ст

9. Критерієм досягнення заданої товщини плівки політетрафторетилену є різниця початкових та побіжних показань значення частоти резонансу кварцового датчика товщини, виміряної за допомогою плати вимірювання резонансних частот кварцевих датчиків товщини Sigma SQM-424, встановленої у управляючий комп'ютер За різницею вихідної частоти кварцевого вимірювача 5 903 571 Гц та кінцевої 5 895 771,9 Гц визначено, що товщина напорошеного шару політетрафторетилену становить 103 нм.

10. У аналогічному порядку шар політетрафторетилену наносився на другу сторону ІОЛ. За різницею вихідної частоти кварцевого вимірювача 5 912 356 Гц та кінцевої 5 904 556 Гц визначено, що товщина напорошеного шару політетрафторетилену становить 103 нм.

11. На обертаючий диск були завантажені інтраокулярна лінза у спеціально виготовленому тримачі, кремнієвий свідок та скляний свідок 25,4x76,2 мм. Диск із лінзою та свідками встановлювався на систему обертання підкладинок в камеру УВН-74, після герметизації якої робоча камера відкачувалась до тиску не більше $1*10^{-4}$ мм рт.ст.

12. Методом фізичного випаровування політетрафторетилену з електронною активацією виділених в газову фазу продуктів ініціювався процес напорошення політетрафторетилену на ІОЛ та свідки.

13. Технологічні параметри нанесення плівки політетрафторетилену: напруга електронної активації 0,8 кВ, сила струму електронної активації 10 мА, температура від 26 °С до 405 °С, тиск у робочій камері від $1,6*10^{-4}$ мм рт. ст до $3,8*10^{-4}$ мм рт. ст

14. Критерієм досягнення заданої товщини плівки політетрафторетилену є різниця початкових та побіжних показань значення частоти резонансу кварцового датчика товщини, виміряної за допомогою плати вимірювання резонансних частот кварцевих датчиків товщини Sigma SQM-424, встановленої у управляючий комп'ютер За різницею вихідної частоти кварцевого вимірювача 5 802 752 Гц та кінцевої 5 791 351 Гц визначено, що товщина напорошеного шару політетрафторетилену становить 150 нм.

15. У аналогічному порядку шар політетрафторетилену наносився на другу сторону ІОЛ. За різницею вихідної частоти кварцевого вимірювача 5 791 685 Гц та кінцевої 5 780 256 Гц визначено, що товщина напорошеного шару політетрафторетилену становить 150,4 нм.

Результати:

Товщини напорошеного шару політетрафторетилену на обидві сторони інтраокулярних лінз із гідрофобного акрилу становили 50 нм, 100 нм та 150 нм відповідно.

Дата: 09 . 11 .2021

Старший науковий співробітник, к.т.н.

Ю.В. Коломзаров

НАЦІОНАЛЬНА АКАДЕМІЯ НАУК УКРАЇНИ
ІНСТИТУТ ФІЗИКИ НАПІВПРОВІДНИКІВ ім. В.Є. ЛАШКАРЬОВА
ідентифікаційний код 05416952
м. КИЇВ

ЗАСВІДЧУЮ
Заступник директора ІФН ім. В.Є. Лашкарьова
НАН України

ДОДАТОК Б ПРОТОКОЛ ДОСЛІДЖЕННЯ ІНТРАОКУЛЯРНИХ ЛІНЗ НА ВЕЛИЧИНУ ПОЗДОВЖНЬОЇ СФЕРИЧНОЇ АБЕРАЦІЇ

МИНИСТЕРСТВО ОБРАЗОВАНИЯ РЕСПУБЛИКИ БЕЛАРУСЬ
БЕЛОРУССКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ УНИВЕРСИТЕТ

Физический факультет, кафедра
физической оптики и
прикладной информатики
г. Минск, ул. Бобруйская 5

П Р О Т О К О Л № 1

исследования продольной сферической аберрации ИОЛ

В порядке оказания консультативно-технической помощи факультету биомедицинской инженерии Национального технический университета Украины «Киевский политехнический институт им. Игоря Сикорского» кафедрой физической оптики и прикладной информатики Белорусского государственного университета, проведены исследования сферической аберрации интраокулярных линз.

Объект исследования:

ИОЛ с напылением политетрафторэтилена толщиной 150 нм, диаметр оптической части 6,5 мм, материал гидрофобный акрил, коэффициент преломления 1,55, оптическая сила 28 диоптрий.

Оборудование:

1. Отсчетный микроскоп со шкалой продольного перемещения с нониусом и окуляром-микрометром, модель ОСК-2, зав. № 571681, поверен «26» 01 2021г.,

Дата следующей поверки «26» 01 2026 г.

2. Оптическая скамья, модель ОСК-2, зав. № 0211.
3. Цилиндрический и сферический конденсоры
4. Раздвижная щель
5. Точечная диафрагма
6. Сменные экраны с парными отверстиями
7. Ртутная лампа с источником питания
8. Светофильтр
9. Технологическая оснастка согласно регламенту исследования

Порядок измерения:

Установка для измерения продольной сферической аберрации монтируется на оптической скамье ОСК-2. Для измерения продольной сферической аберрации использовался метод визуальных фокусировок Линника.

1. Выведение фокальной плоскости коллиматора для получения предмета на бесконечности в условиях лаборатории.
2. Рассчитываем по формуле $b \leq \frac{\lambda \cdot f_k}{2 \cdot d}$ ширину раздвижной щели, используя значения f_k =1600 мм, f_c =7,65мм, λ =0,546 мкм.

3. С помощью цилиндрического конденсора сфокусировать на щель изображение источника в виде узкой горизонтальной полосы.
4. Рассчитываем по формуле $\Gamma \geq \frac{k \cdot d}{\lambda \cdot f_c}$ увеличение микроскопа Г и апертуру $A=D/2f_c$ исследуемой системы (линзы), положив f_c =7,65 мм и измерив диаметр D ее входного зрачка.
5. Используем зеленый светофильтр с длинной волны λ=0,546 мкм.
6. Проводим измерения для исследуемой линзы с напыление политетрафторэтилена 150 нм по шесть раз, результаты отсчетного микроскопа с точностью 0,1 мм усредняем.
7. Установив исследуемую линзу перед объективом коллиматора, получаем резкое изображение раздвижной щели. Установив предварительно отсчет по нониусу микроскопа на деление 40,0 мм. величина $\delta S_0'$.
8. Установив перед исследуемой линзой экран с парными отверстиями поочередно 2 мм, 4 мм, и 6 мм проводим измерения продольным перемещением микроскопа и определяем величины $\delta S_h'$ методом перефокусировок полученных изображений. Сняв отсчеты микроскопа находим величину δS'иссл. продольную сферическую аберрацию дли исследуемой линзы $\delta S'_{иссл.}=|\delta S_h'_{иссл.}-\delta S_0'_{иссл.}|$.

Результаты:
Результаты исследования, занесенные в таблицу 4.

Таблица 4

	№	h=2 мм			h=4 мм			h=6 мм		
		$\delta S_0'_{иссл}$	$\delta S_h'_{иссл}$	$\delta S'_{иссл}$	$\delta S_0'_{иссл}$	$\delta S_h'_{иссл}$	$\delta S'_{иссл}$	$\delta S_0'_{иссл}$	$\delta S_h'_{иссл}$	$\delta S'_{иссл}$
150 нм	1	40	39,75	0,25	40	39,45	0,54	40	38,75	1,25
	2			0,25			0,54			1,23
	3			0,25			0,55			1,25
	4			0,23			0,56			1,26
	5			0,25			0,54			1,26
	6			0,25			0,55			1,24
	7			0,26			0,56			1,25
	8			0,25			0,56			1,25
	9			0,25			0,55			1,26
	10			0,26			0,55			1,25
Σ				2,5			5,5			12,5
M(x)				0,25			0,55			1,25

Дата: 19.08.2021

Зав.каф., доц., к.ф.-м.н.
Пицевич Г.А.

Ведущий инженер
Леташков А.В.

МИНИСТЕРСТВО ОБРАЗОВАНИЯ РЕСПУБЛИКИ БЕЛАРУСЬ
БЕЛОРУССКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ УНИВЕРСИТЕТ

Физический факультет, кафедра
физической оптики и
прикладной информатики
г. Минск, ул. Бобруйская 5

ПРОТОКОЛ № 2

исследования продольной сферической аберрации ИОЛ

В порядке оказания консультативно-технической помощи факультету биомедицинской инженерии Национального технический университета Украины «Киевский политехнический институт им. Игоря Сикорского» кафедрой физической оптики и прикладной информатики Белорусского государственного университета, проведены исследования сферической аберрации интраокулярных линз.

Объект исследования:

ИОЛ с напылением политетрафторэтилена толщиной 100 нм, диаметр оптической части 6,5 мм, материал гидрофобный акрил, коэффициент преломления 1,55, оптическая сила 28 диоптрий.

Оборудование:

1. Отсчетный микроскоп со шкалой продольного перемещения с нониусом и окуляром-микрометром, модель ОСК-2, зав. № 571681, поверен «26» 01 2021г.,
Дата следующей поверки «26» 01 2026 г.
2. Оптическая скамья, модель ОСК-2, зав. № 0211.
3. Цилиндрический и сферический конденсоры
4. Раздвижная щель
5. Точечная диафрагма
6. Сменные экраны с парными отверстиями
7. Ртутная лампа с источником питания
8. Светофильтр
9. Технологическая оснастка согласно регламенту исследования

Порядок измерения:

Установка для измерения продольной сферической аберрации монтируется на оптической скамье ОСК-2. Для измерения продольной сферической аберрации использовался метод визуальных фокусировок Линника.

1. Выведение фокальной плоскости коллиматора для получения предмета на бесконечности в условиях лаборатории.
2. Рассчитываем по формуле $b \leq \frac{\lambda \cdot f_k}{2 \cdot d}$ ширину раздвижной щели, используя значения f_k =1600 мм, f_c =7,65мм, λ =0,546 мкм.
3. С помощью цилиндрического конденсора сфокусировать на щель изображение источника в виде узкой горизонтальной полосы.

4. Рассчитываем по формуле $\Gamma \geq \frac{k \cdot d}{\lambda \cdot f_c}$ увеличение микроскопа Г и апертуру $A=D/2f_c$ исследуемой системы (линзы), положив f_c =7,65 мм и измерив диаметр D ее входного зрачка.
5. Используем зеленый светофильтр с длинной волны λ=0,546 мкм.
6. Проводим измерения для исследуемой линзы с напыление политетрафторэтилена 100 нм по шесть раз, результаты отсчетного микроскопа с точностью 0,1 мм усредняем.
7. Установив исследуемую линзу перед объективом коллиматора, получаем резкое изображение раздвижной щели. Установив предварительно отсчет по нониусу микроскопа на деление 40,0 мм. величина $\delta S_0'$.
8. Установив перед исследуемой линзой экран с парными отверстиями поочередно 2 мм, 4 мм, и 6 мм проводим измерения продольным перемещением микроскопа и определяем величины $\delta S_h'$ методом перефокусировок полученных изображений. Сняв отсчеты микроскопа находим величину δS'иссл. продольную сферическую аберрацию дли исследуемой линзы $\delta S'_{иссл.}=|\delta S_h'_{иссл.}-\delta S_0'_{иссл.}|$.

Результаты:
Результаты исследования, занесенные в таблицу 3.

Таблица 3

	№	h=2 мм			h=4 мм			h=6 мм		
		$\delta S_0'_{иссл}$	$\delta S_h'_{иссл}$	$\delta S'_{иссл}$	$\delta S_0'_{иссл}$	$\delta S_h'_{иссл}$	$\delta S'_{иссл}$	$\delta S_0'_{иссл}$	$\delta S_h'_{иссл}$	$\delta S'_{иссл}$
100 нм	1	40	40	0	40	39,85	0,15	40	38,9	1,1
	2			0			0,14			1,09
	3			0			0,15			1,1
	4			0			0,15			1,1
	5			0			0,15			1,1
	6			0			0,15			1,1
	7			0			0,16			1,11
	8			0			0,15			1,1
	9			0			0,15			1,1
	10			0			0,15			1,1
Σ				0			15			11
M(x)				0			0,15			1,1

Дата: 12.08.2021

Зав.каф., доц., к.ф.-м.н.
Пицевич Г.А.

Ведущий инженер
Леташков А.В.

МИНИСТЕРСТВО ОБРАЗОВАНИЯ РЕСПУБЛИКИ БЕЛАРУСЬ
БЕЛОРУССКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ УНИВЕРСИТЕТ

Физический факультет, кафедра физической оптики и прикладной информатики
г. Минск, ул. Бобруйская 5

П Р О Т О К О Л № 3

исследования продольной сферической аберрации ИОЛ

В порядке оказания консультативно-технической помощи факультету биомедицинской инженерии Национального технический университета Украины «Киевский политехнический институт им. Игоря Сикорского» кафедрой физической оптики и прикладной информатики Белорусского государственного университета, проведены исследования сферической аберрации интраокулярных линз.

Объект исследования:

ИОЛ с напылением политетрафторэтилена толщиной 50 нм, диаметр оптической части 6,5 мм, материал гидрофобный акрил, коэффициент преломления 1,55, оптическая сила 28 диоптрий.

Оборудование:

1. **Отсчетный микроскоп со шкалой продольного перемещения с нониусом и окуляром-микрометром, модель ОСК-2, зав. № 571681, поверен «26» 01 2021г.,**
   Дата следующей поверки «26» 01 2026 г.
2. **Оптическая скамья, модель ОСК-2, зав. № 0211.**
3. **Цилиндрический и сферический конденсоры**
4. **Раздвижная щель**
5. **Точечная диафрагма**
6. **Сменные экраны с парными отверстиями**
7. **Ртутная лампа с источником питания**
8. **Светофильтр**
9. **Технологическая оснастка согласно регламенту исследования**

Порядок измерения:

Установка для измерения продольной сферической аберрации монтируется на оптической скамье ОСК-2. Для измерения продольной сферической аберрации использовался метод визуальных фокусировок Линника.

1. **Выведение фокальной плоскости коллиматора для получения предмета на бесконечности в условиях лаборатории.**
2. **Рассчитываем по формуле** $b \leq \frac{\lambda \cdot f_k}{2 \cdot d}$ **ширину раздвижной щели, используя значения** f_k **=1600 мм,** f_c **=7,65мм,** λ **=0,546 мкм.**
3. **С помощью цилиндрического конденсора сфокусировать на щель** изображение источника в виде узкой горизонтальной полосы.

4. Рассчитываем по формуле $\Gamma \geq \frac{k \cdot d}{\lambda \cdot f_c}$ увеличение микроскопа Г и апертуру $A=D/2f_c$ исследуемой системы (линзы), положив f_c =7,65 мм и измерив диаметр D ее входного зрачка.
5. Используем зеленый светофильтр с длинной волны λ=0,546 мкм.
6. Проводим измерения для исследуемой линзы с напыление политетрафторэтилена 50 нм по шесть раз, результаты отсчетного микроскопа с точностью 0,1 мм усредняем.
7. Установив исследуемую линзу перед объективом коллиматора, получаем резкое изображение раздвижной щели. Установив предварительно отсчет по нониусу микроскопа на деление 40,0 мм. величина $\delta S_0'$.
8. Установив перед исследуемой линзой экран с парными отверстиями поочередно 2 мм, 4 мм, и 6 мм проводим измерения продольным перемещением микроскопа и определяем величины $\delta S_h'$ методом перефокусировок полученных изображений. Сняв отсчеты микроскопа находим величину δS'иссл. продольную сферическую аберрацию дли исследуемой линзы $\delta S'_{иссл.}=|\delta S_h'_{иссл.}-\delta S_0'_{иссл.}|$.

Результаты:
Результаты исследования, занесенные в таблицу 2.

Таблица 2

	№	h=2 мм			h=4 мм			h=6 мм		
		$\delta S_0'_{иссл}$	$\delta S_h'_{иссл}$	$\delta S'_{иссл}$	$\delta S_0'_{иссл}$	$\delta S_h'_{иссл}$	$\delta S'_{иссл}$	$\delta S_0'_{иссл}$	$\delta S_h'_{иссл}$	$\delta S'_{иссл}$
50 нм	1	40	39,9	0,1	40	39,7	0,27	40	38,75	0,24
	2			0,09			0,28			0,25
	3			0,09			0,3			0,24
	4			0,12			0,3			0,26
	5			0,1			0,3			0,25
	6			0,11			0,31			0,25
	7			0,09			0,3			0,25
	8			0,12			0,33			0,26
	9			0,09			0,31			0,25
	10			0,09			0,3			0,25
Σ				1			3			2,5
M(x)				0,1			0,3			0,25

Дата: 02.08.2021

Зав.каф., доц., к.ф.-м.н.
Пицевич Г.А.

Ведущий инженер
Леташков А.В.

МИНИСТЕРСТВО ОБРАЗОВАНИЯ РЕСПУБЛИКИ БЕЛАРУСЬ
БЕЛОРУССКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ УНИВЕРСИТЕТ

Физический факультет, кафедра
физической оптики и
прикладной информатики
г. Минск, ул. Бобруйская 5

П Р О Т О К О Л № 4

исследования продольной сферической аберрации ИОЛ

В порядке оказания консультативно-технической помощи факультету биомедицинской инженерии Национального технический университета Украины «Киевский политехнический институт им. Игоря Сикорского» кафедрой физической оптики и прикладной информатики Белорусского государственного университета, проведены исследования сферической аберрации интраокулярных линз.

Объект исследования:

ИОЛ без напыления, диаметр оптической части 6,5 мм, материал гидрофобный акрил, коэффициент преломления 1,55, оптическая сила 28 диоптрий.

Оборудование:

1. Отсчетный микроскоп со шкалой продольного перемещения с нониусом и окуляром-микрометром, модель ОСК-2, зав. № 571681, поверен «26» 01 2021г.,
Дата следующей поверки «26» 01 2026 г.
2. Оптическая скамья, модель ОСК-2, зав. № 0211.
3. Цилиндрический и сферический конденсоры
4. Раздвижная щель
5. Точечная диафрагма
6. Сменные экраны с парными отверстиями
7. Ртутная лампа с источником питания
8. Светофильтр
9. Технологическая оснастка согласно регламенту исследования

Порядок измерения:

Установка для измерения продольной сферической аберрации монтируется на оптической скамье ОСК-2. Для измерения продольной сферической аберрации использовался метод визуальных фокусировок Линника.

1. Выведение фокальной плоскости коллиматора для получения предмета на бесконечности в условиях лаборатории.
2. Рассчитываем по формуле $b \leq \frac{\lambda \cdot f_k}{2 \cdot d}$ ширину раздвижной щели, используя значения f_k =1600 мм, f_c =7,65мм, λ =0,546 мкм.
3. С помощью цилиндрического конденсора сфокусировать на щель изображение источника в виде узкой горизонтальной полосы.

4. Рассчитываем по формуле $\Gamma \geq \frac{k \cdot d}{\lambda \cdot f_c}$ увеличение микроскопа Г и апертуру $A=D/2f_c$ исследуемой системы (линзы), положив f_c =7,65 мм и измерив диаметр D ее входного зрачка.
5. Используем зеленый светофильтр с длинной волны λ=0,546 мкм.
6. Проводим измерения для исходной линзы по шесть раз, результаты отсчетного микроскопа с точностью 0,1 мм усредняем.
7. Установив исходную линзу перед объективом коллиматора, получаем резкое изображение раздвижной щели. Установив предварительно отсчет по нониусу микроскопа на деление 40,0 мм. величина $\delta S_0'$.
8. Установив перед исходной линзой экран с парными отверстиями поочередно 2 мм, 4 мм, и 6 мм проводим измерения продольным перемещением микроскопа и определяем величины $\delta S_h'$ методом перефокусировок полученных изображений. Сняв отсчеты микроскопа находим величину δS' продольную сферическую аберрацию $\delta S'=|\delta S_h'-\delta S_0'|$ для исходной линзы.

Результаты:

Результаты исследования, занесенные в таблицу 1.

Таблица 1

№	h=2 мм			h=4 мм			h=6 мм		
	$\delta S_0'$ иск	$\delta S_h'$ иск	$\delta S'$ иск	$\delta S_0'$ иск	$\delta S_h'$ иск	$\delta S'$ иск	$\delta S_0'$ иск	$\delta S_h'$ иск	$\delta S'$ иск
1			0,15			0,62			1,29
2			0,1			0,62			1,3
3			0,08			0,6			1,3
4			0,12			0,61			1,3
5			0,1			0,58			1,27
6	40	39,9	0,06	40	39,4	0,59	40	38,7	1,32
7			0,09			0,6			1,3
8			0,1			0,6			1,31
9			0,11			0,59			1,31
10			0,09			0,59			1,3
Σ			1			6			13
M(x)			0,1			0,6			1,3

Дата: 05.07.2021

Зав.каф., доц., к.ф.-м.н.
Пицевич Г.А.

Ведущий инженер
Летапков А.В.

ДОДАТОК В АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ РЕЗУЛЬТАТІВ ДОСЛІДЖЕННЯ ДИСЕРТАЦІЙНОЇ РОБОТИ У ВИРОБНИЧУ ДІЯЛЬНІСТЬ

„ЗАТВЕРДЖУЮ"

Голова Ради директорів
Офтальмологічної лабораторії-клініки "US Optics"
_____ А.І. Муштук
" 27 " _____ 2022 р.

АКТ

впровадження результатів дисертаційної роботи **Поліщука О.С.** на тему: **«Комплексне удосконалення функціональних характеристик інтраокулярних лінз»**, на здобуття освітньо-кваліфікаційного рівня «доктор філософії» за спеціальністю 163—Біомедична інженерія у Офтальмологічній лабораторії-клініці "US Optics".

Комісія фахівців Офтальмологічної лабораторії-клініки "US Optics" склала даний акт про практичне використання результатів дисертаційної роботи Поліщука О.С. на тему: «Комплексне удосконалення функціональних характеристик інтраокулярних лінз», у виробничій практиці інтраокулярних лінз.

Використання результатів дисертаційної роботи Поліщука О.С., а саме, аналізу міцності гаптичних елементів інтраокулярних лінз.

Проведена симуляції впливу циліарного м'язу на гаптичні елементи інтраокулярних лінз з допомогою програмного пакету Solidworks та створеного Поліщуком О.С. пристрою для дослідження пружніх властивостей інтраокулярних лінз, показало, що гаптичні елементи сучасних інтраокулярних лінз не мають великого запасу міцності, є слабким елементом конструкції і при подальших розробках вимагають зміцнення шляхом заміни матеріалу і дизайну.

Даний акт не є підставою для одержання винагороди.

Акт складено, як додаток до дисертаційної роботи Поліщука О.С., «Комплексне удосконалення функціональних характеристик інтраокулярних лінз» і може бути пред'явлений на захисті разовій спеціалізованій вченій раді (разовій СВР) факультету біомедичної інженерії Національного технічного університету України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського» для здобуття освітньо-кваліфікаційного рівня «доктор філософії» за спеціальністю 163— Біомедична інженерія.

Директор
Офтальмологічної лабораторії-клініки "US Optics" / _____ / Олександр ЖДАНЕНКО
(підпис)

Керівник механічної дільниці
Офтальмологічної лабораторії-клініки "US Optics" / _____ / Олександр ВАСИЛЬЧЕНКО
(підпис)

ДОДАТОК Г ПАТЕНТНІ СЕРТИФІКАТИ ЗА НАУКОВИМ НАПРЯМКОМ ДОСЛІДЖЕННЯ

УКРАЇНА

ПАТЕНТ

НА КОРИСНУ МОДЕЛЬ

№ 137306

ГНУЧКА МОНОБЛОЧНА МУЛЬТИФОКАЛЬНА ІНТРАОКУЛЯРНА ЛІНЗА "SUPPORT OP"

Видано відповідно до Закону України "Про охорону прав на винаходи і корисні моделі".

Зареєстровано в Державному реєстрі патентів України на корисні моделі **10.10.2019.**

Заступник Міністра розвитку економіки, торгівлі та сільського господарства України Д.О. Романович

МІНІСТЕРСТВО РОЗВИТКУ ЕКОНОМІКИ, ТОРГІВЛІ ТА СІЛЬСЬКОГО ГОСПОДАРСТВА УКРАЇНИ * Ідентифікаційний код 37508596

УКРАЇНА

(19) UA (11) 137306 (13) U

(51) МПК (2019.01)
A61F 2/16 (2006.01)
A61F 9/00

МІНІСТЕРСТВО РОЗВИТКУ ЕКОНОМІКИ, ТОРГІВЛІ ТА СІЛЬСЬКОГО ГОСПОДАРСТВА УКРАЇНИ

(12) ОПИС ДО ПАТЕНТУ НА КОРИСНУ МОДЕЛЬ

(21) Номер заявки: **u 2019 04288**

(22) Дата подання заявки: **22.04.2019**

(24) Дата, з якої є чинними права на корисну модель: **10.10.2019**

(46) Публікація відомостей про видачу патенту: **10.10.2019, Бюл.№ 19**

(72) Винахідник(и):
Поліщук Олександр Сергійович (UA),
Козяр Василь Васильович (UA)

(73) Власник(и):
Поліщук Олександр Сергійович,
вул. О. Невського, 63, смт Врадіївка,
Миколаївська обл., 56301 (UA)

(54) ГНУЧКА МОНОБЛОЧНА МУЛЬТИФОКАЛЬНА ІНТРАОКУЛЯРНА ЛІНЗА "SUPPORT OP"

(57) Реферат:

Гнучка моноблочна мультифокальна інтраокулярна лінза (ІОЛ) є еластичною. Лінза має форму та розміри, подібні до природного кришталика, поверхня шорстка, містить ультрафіолетовий та синій фільтри, містить у собі n-шарів з різними показниками заломлення. На торцевій стороні лінзи є канавка по всій окружності (360°). Канавка розбита на сектори за допомогою перетинок, що перпендикулярні до неї. Кожна перетинка розміщена паралельно до оптичної осі лінзи в секторах з кутом по 45°. В передній частині ІОЛ секторний виріз дещо витягнутий вперед таким чином, що з фронтальної сторони лінзи видно перетинки.

UA 137306 U

УКРАЇНА

ПАТЕНТ

НА КОРИСНУ МОДЕЛЬ

№ 141280

ПРИСТРІЙ ДЛЯ ДОСЛІДЖЕННЯ ПРУЖНИХ ВЛАСТИВОСТЕЙ ІНТРАОКУЛЯРНИХ ЛІНЗ

Видано відповідно до Закону України "Про охорону прав на винаходи і корисні моделі".

Зареєстровано в Державному реєстрі патентів України на корисні моделі **25.03.2020.**

Заступник Міністра розвитку економіки, торгівлі та сільського господарства України

Д.О. Романович

МІНІСТЕРСТВО РОЗВИТКУ ЕКОНОМІКИ, ТОРГІВЛІ ТА СІЛЬСЬКОГО ГОСПОДАРСТВА УКРАЇНИ * Ідентифікаційний код 37508596

УКРАЇНА

(19) UA (11) 141280 (13) U

(51) МПК (2020.01)
G01L 1/00
G01B 5/00
A61F 9/00

МІНІСТЕРСТВО РОЗВИТКУ ЕКОНОМІКИ, ТОРГІВЛІ ТА СІЛЬСЬКОГО ГОСПОДАРСТВА УКРАЇНИ

(12) ОПИС ДО ПАТЕНТУ НА КОРИСНУ МОДЕЛЬ

(21) Номер заявки: **u 2019 10693**

(22) Дата подання заявки: **29.10.2019**

(24) Дата, з якої є чинними права на корисну модель: **25.03.2020**

(46) Публікація відомостей про видачу патенту: **25.03.2020, Бюл.№ 6**

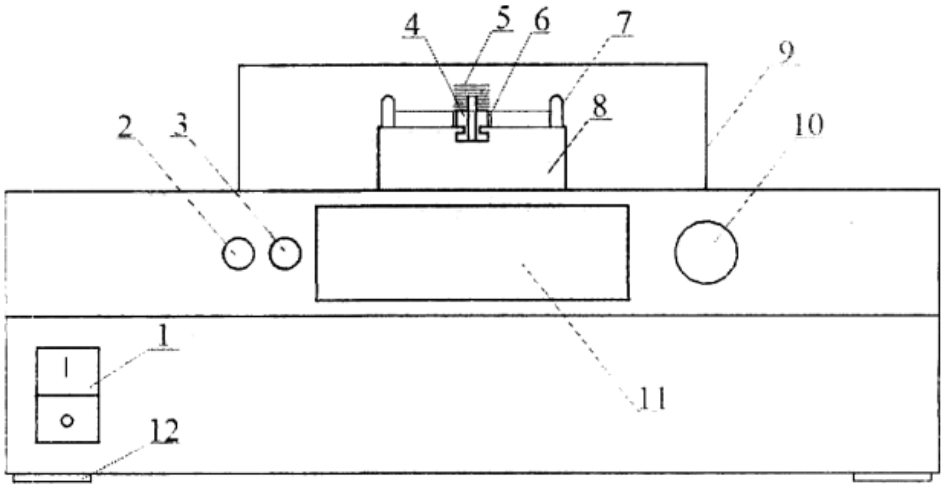
(72) Винахідник(и):
Поліщук Олександр Сергійович (UA)

(73) Власник(и):
Поліщук Олександр Сергійович,
вул. О. Невського, 63, смт Врадіївка,
Миколаївська обл., 56301 (UA)

(54) ПРИСТРІЙ ДЛЯ ДОСЛІДЖЕННЯ ПРУЖНИХ ВЛАСТИВОСТЕЙ ІНТРАОКУЛЯРНИХ ЛІНЗ

(57) Реферат:

Пристрій для дослідження пружних властивостей інтраокулярних лінз (ІОЛ) є засобом, за допомогою якого встановлюються механічні властивості ІОЛ з тензометром. Він має перемикач, кнопку задання частоти, кнопку задання кількості стиснень, 4 затискачі, шкали, 4 тензодатчики, провідники, корпус, прозору кришку, пази кришки, регулятор сили стиснення (радіус стиснення), екран, 4 ніжки пристрою.



Фіг. 1

UA 141280 U

УКРАЇНА

ПАТЕНТ

НА КОРИСНУ МОДЕЛЬ

№ 142651

СПОСІБ КОРЕКЦІЇ ОПТИЧНИХ АБЕРАЦІЙ ЛІНЗ

Видано відповідно до Закону України "Про охорону прав на винаходи і корисні моделі".

Зареєстровано в Державному реєстрі патентів України на корисні моделі **25.06.2020.**

Заступник Міністра розвитку економіки, торгівлі та сільського господарства України

Д.О. Романович

МІНІСТЕРСТВО РОЗВИТКУ ЕКОНОМІКИ, ТОРГІВЛІ ТА СІЛЬСЬКОГО ГОСПОДАРСТВА УКРАЇНИ
Ідентифікаційний код 37508596

УКРАЇНА

(19) UA (11) 142651 (13) U

(51) МПК (2020.01)
A61F 9/00
A61F 2/16 (2006.01)
G02B 3/00

МІНІСТЕРСТВО РОЗВИТКУ ЕКОНОМІКИ, ТОРГІВЛІ ТА СІЛЬСЬКОГО ГОСПОДАРСТВА УКРАЇНИ

(12) ОПИС ДО ПАТЕНТУ НА КОРИСНУ МОДЕЛЬ

(21) Номер заявки: **u 2019 10694**

(22) Дата подання заявки: **29.10.2019**

(24) Дата, з якої є чинними права на корисну модель: **25.06.2020**

(46) Публікація відомостей про видачу патенту: **25.06.2020, Бюл.№ 12**

(72) Винахідник(и):
Поліщук Олександр Сергійович (UA)

(73) Власник(и):
Поліщук Олександр Сергійович,
вул. О. Невського, 63, смт Врадіївка,
Миколаївська обл., 56301 (UA)

(54) СПОСІБ КОРЕКЦІЇ ОПТИЧНИХ АБЕРАЦІЙ ЛІНЗ

(57) Реферат:

Спосіб корекції оптичних аберацій лінз включає в себе нанесення покриттів нижчого показника заломлення на цю ж лінзу, має шари з різним показником заломлення, згідно з корисною моделлю, оптичні покриття, які наносять на поверхню лінзи, зменшують свій показник заломлення в напрямку віддалення від центру лінзи, кожен показник заломлення проміжного шару визначають з урахуванням показника заломлення навколишнього середовища та ядра лінзи, при цьому товщина проміжного шару значення не має.

UA 142651 U

УКРАЇНА

ПАТЕНТ

НА КОРИСНУ МОДЕЛЬ

№ 142801

ГНУЧКА ОБ'ЄМОЗАМІННА МУЛЬТИФОКАЛЬНА ІНТРАОКУЛЯРНА ЛІНЗА "NVISION OP"

Видано відповідно до Закону України "Про охорону прав на винаходи і корисні моделі".

Зареєстровано в Державному реєстрі патентів України на корисні моделі **25.06.2020.**

Заступник Міністра розвитку економіки, торгівлі та сільського господарства України

Д.О. Романович

МІНІСТЕРСТВО РОЗВИТКУ ЕКОНОМІКИ, ТОРГІВЛІ ТА СІЛЬСЬКОГО ГОСПОДАРСТВА УКРАЇНИ * Ідентифікаційний код 37508596

УКРАЇНА

(19) UA (11) 142801 (13) U

(51) МПК (2020.01)
A61F 2/16 (2006.01)
A61F 9/00

МІНІСТЕРСТВО РОЗВИТКУ ЕКОНОМІКИ, ТОРГІВЛІ ТА СІЛЬСЬКОГО ГОСПОДАРСТВА УКРАЇНИ

(12) ОПИС ДО ПАТЕНТУ НА КОРИСНУ МОДЕЛЬ

(21) Номер заявки: **u 2020 00572**
(22) Дата подання заявки: **30.01.2020**
(24) Дата, з якої є чинними права на корисну модель: **25.06.2020**
(46) Публікація відомостей про видачу патенту: **25.06.2020, Бюл.№ 12**

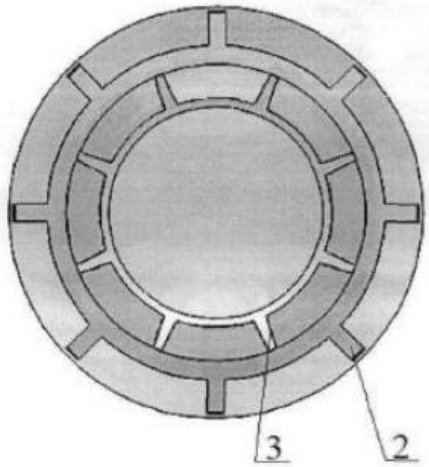
(72) Винахідник(и):
Поліщук Олександр Сергійович (UA),
Козяр Василь Васильович (UA)

(73) Власник(и):
Поліщук Олександр Сергійович,
вул. О. Невського, 63, смт Врадіївка, Миколаївська обл., 56301 (UA)

(54) ГНУЧКА ОБ'ЄМОЗАМІННА МУЛЬТИФОКАЛЬНА ІНТРАОКУЛЯРНА ЛІНЗА "NVISION OP"

(57) Реферат:

Гнучка об'ємозамінна мультифокальна інтраокулярна лінза є еластичною. Має форму та розміри, подібні до природного кришталика, є мультифокальною (забезпечує акомодацію). Поверхню виконано шорсткою з певним значенням шорсткості. Містить ультрафіолетовий та синій фільтри, n кількість шарів з різними показниками заломлення, гострий край (бортик). На периферійній стороні лінзи виконано канавку по всій окружності (360°). Канавку розбито на сектори за допомогою перетинок, що перпендикулярні до неї. Кожну перетинку розміщено паралельно до оптичної осі лінзи в секторах із кутом по 45°. В передній частині виконано секторний виріз, витягнутий вперед, таким чином, що з фронтальної сторони лінзи видно перетинки. Спереду неоптичної частини лінзи виконано листоподібні вирізи.



Фіг. 1

UA 142801 U

УКРАЇНА

ПАТЕНТ

НА КОРИСНУ МОДЕЛЬ

№ 149961

ІНЖЕКТОР ДЛЯ ІМПЛАНТАЦІЇ ТА ЕКСПЛАНТАЦІЇ ІНТРАОКУЛЯРНОЇ ЛІНЗИ

Видано відповідно до Закону України "Про охорону прав на винаходи і корисні моделі".

Зареєстровано в Державному реєстрі України корисних моделей **15.12.2021.**

Генеральний директор
Державного підприємства
«Український інститут
інтелектуальної власності»

А.В. Кудін

ДЕРЖАВНЕ ПІДПРИЄМСТВО * КИЇВ * УКРАЇНА * МІНІСТЕРСТВО ЕКОНОМІКИ УКРАЇНИ *
«УКРАЇНСЬКИЙ ІНСТИТУТ ІНТЕЛЕКТУАЛЬНОЇ ВЛАСНОСТІ»
Ідентифікаційний код
31032378

УКРАЇНА

(19) UA (11) 149961 (13) U

(51) МПК
A61F 9/007 (2006.01)

НАЦІОНАЛЬНИЙ ОРГАН ІНТЕЛЕКТУАЛЬНОЇ ВЛАСНОСТІ
ДЕРЖАВНЕ ПІДПРИЄМСТВО "УКРАЇНСЬКИЙ ІНСТИТУТ ІНТЕЛЕКТУАЛЬНОЇ ВЛАСНОСТІ"

(12) ОПИС ДО ПАТЕНТУ НА КОРИСНУ МОДЕЛЬ

(21) Номер заявки: **u 2021 04750**

(22) Дата подання заявки: **19.08.2021**

(24) Дата, з якої є чинними права інтелектуальної власності: **16.12.2021**

(46) Публікація відомостей про державну реєстрацію: **15.12.2021, Бюл.№ 50**

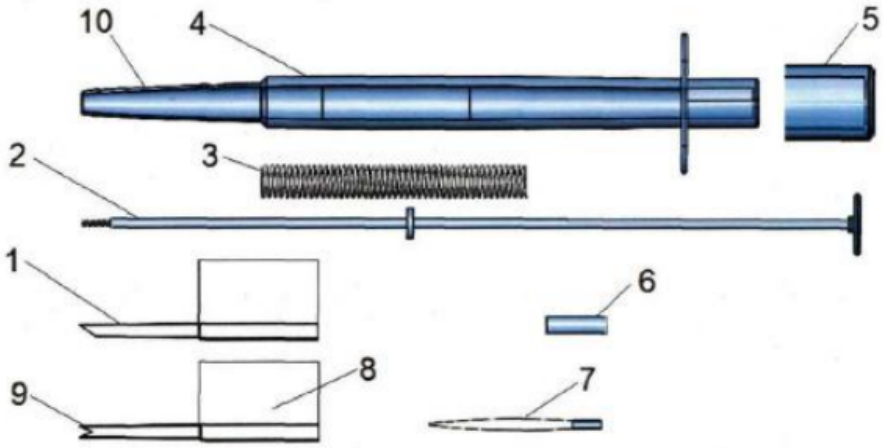
(72) Винахідник(и):
Поліщук Олександр Сергійович (UA)

(73) Володілець (володільці):
Поліщук Олександр Сергійович,
вул. О. Невського, 63, смт Врадіївка,
Миколаївська обл., 56301 (UA)

(54) ІНЖЕКТОР ДЛЯ ІМПЛАНТАЦІЇ ТА ЕКСПЛАНТАЦІЇ ІНТРАОКУЛЯРНОЇ ЛІНЗИ

(57) Реферат:

Інжектор для імплантації та експлантації інтраокулярної лінзи містить корпус, плунжер, паз. Має полегшений масогабаритний дизайн, картридж для імплантації, картридж для експлантації, шток, м'який полімерним поршень, пружину, петлю, ковпачок.



Фіг. 1

UA 149961 U

УКРАЇНА

ПАТЕНТ

НА КОРИСНУ МОДЕЛЬ

№ 150305

ОБ'ЄМОЗАМІННА МУЛЬТИФОКАЛЬНА ІНТРАОКУЛЯРНА ЛІНЗА "NVISION OPTICS"

Видано відповідно до Закону України "Про охорону прав на винаходи і корисні моделі".

Зареєстровано в Державному реєстрі України корисних моделей **26.01.2022.**

Генеральний директор
Державного підприємства
«Український інститут
інтелектуальної власності»

А.В. Кудін

«УКРАЇНСЬКИЙ ІНСТИТУТ ІНТЕЛЕКТУАЛЬНОЇ ВЛАСНОСТІ»
Ідентифікаційний код
31032378

УКРАЇНА

(19) UA (11) 150305 (13) U

(51) МПК (2022.01)
A61F 2/16 (2006.01)
A61F 9/00

НАЦІОНАЛЬНИЙ ОРГАН ІНТЕЛЕКТУАЛЬНОЇ ВЛАСНОСТІ
ДЕРЖАВНЕ ПІДПРИЄМСТВО "УКРАЇНСЬКИЙ ІНСТИТУТ ІНТЕЛЕКТУАЛЬНОЇ ВЛАСНОСТІ"

(12) ОПИС ДО ПАТЕНТУ НА КОРИСНУ МОДЕЛЬ

(21) Номер заявки: **u 2021 04749**

(22) Дата подання заявки: **19.08.2021**

(24) Дата, з якої є чинними права інтелектуальної власності: **27.01.2022**

(46) Публікація відомостей про державну реєстрацію: **26.01.2022, Бюл.№ 4**

(72) Винахідник(и):
Поліщук Олександр Сергійович (UA)

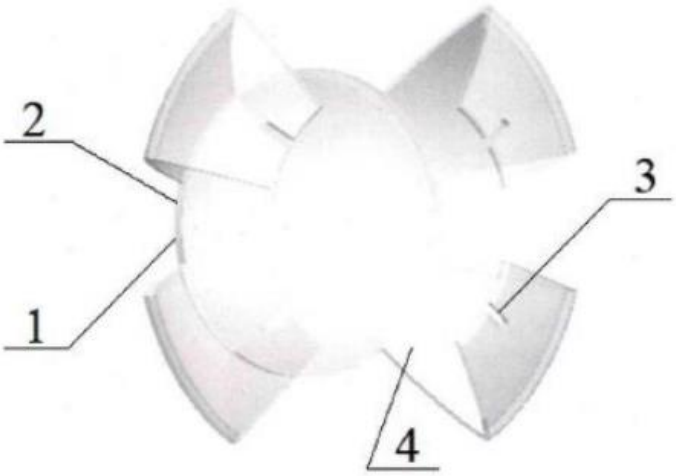
(73) Володілець (володільці):
Поліщук Олександр Сергійович,
вул. О. Невського, 63, смт Врадіївка, Миколаївська обл., 56301 (UA)

(54) ОБ'ЄМОЗАМІННА МУЛЬТИФОКАЛЬНА ІНТРАОКУЛЯРНА ЛІНЗА "NVISION OPTICS"

(57) Реферат:

Об'ємозамінна мультифокальна інтраокулярна лінза, що є еластичною та має форму та розміри, подібні до природного кришталика, є об'ємозамінною та мультифокальною. Поверхня виконана шорсткою з певним значенням шорсткості. Лінза містить ультрафіолетовий та синій фільтри, на оптичній частині містить шар політетрафторетилену, гострий край лінзи з бортиком 360°, що знаходиться під тупим кутом. До оптики кріпляться листоподібні гаптики, на цих же гаптичних елементах виконані маркерні вирізи.

UA 150305 U



Фіг. 1

УКРАЇНА

ПАТЕНТ

НА КОРИСНУ МОДЕЛЬ

№ 150954

СПОСІБ ЗМЕНШЕННЯ ПОПЕРЕЧНОЇ СФЕРИЧНОЇ АБЕРАЦІЇ ТА НЕГАТИВНИХ ФОТИЧНИХ ЕФЕКТІВ ІНТРАОКУЛЯРНИХ ЛІНЗ МЕТОДОМ НАНЕСЕННЯ ПОЛІТЕТРАФТОРЕТИЛЕНУ

Видано відповідно до Закону України "Про охорону прав на винаходи і корисні моделі".

Зареєстровано в Державному реєстрі України корисних моделей **18.05.2022.**

Т.в.о. Генерального директора
Державного підприємства
«Український інститут
інтелектуальної власності»

П.І. Іваненко

ДЕРЖАВНЕ ПІДПРИЄМСТВО * м.КИЇВ * УКРАЇНА * МІНІСТЕРСТВО ЕКОНОМІКИ УКРАЇНИ *
«УКРАЇНСЬКИЙ ІНСТИТУТ ІНТЕЛЕКТУАЛЬНОЇ ВЛАСНОСТІ»
Ідентифікаційний код
31032378

УКРАЇНА

(19) UA (11) 150954 (13) U

(51) МПК (2022.01)
A61F 9/00
A61F 2/16 (2006.01)
G02B 3/00

НАЦІОНАЛЬНИЙ ОРГАН ІНТЕЛЕКТУАЛЬНОЇ ВЛАСНОСТІ
ДЕРЖАВНЕ ПІДПРИЄМСТВО "УКРАЇНСЬКИЙ ІНСТИТУТ ІНТЕЛЕКТУАЛЬНОЇ ВЛАСНОСТІ"

(12) ОПИС ДО ПАТЕНТУ НА КОРИСНУ МОДЕЛЬ

(21) Номер заявки: **u 2021 05057**
(22) Дата подання заявки: **08.09.2021**
(24) Дата, з якої є чинними права інтелектуальної власності: **19.05.2022**
(46) Публікація відомостей про державну реєстрацію: **18.05.2022, Бюл.№ 20**

(72) Винахідник(и):
Поліщук Олександр Сергійович (UA),
Козяр Василь Васильович (UA)

(73) Володілець (володільці):
Поліщук Олександр Сергійович,
вул. О. Невського, 63, смт Врадіївка,
Миколаївська обл., 56301 (UA)

(54) СПОСІБ ЗМЕНШЕННЯ ПОПЕРЕЧНОЇ СФЕРИЧНОЇ АБЕРАЦІЇ ТА НЕГАТИВНИХ ФОТИЧНИХ ЕФЕКТІВ ІНТРАОКУЛЯРНИХ ЛІНЗ МЕТОДОМ НАНЕСЕННЯ ПОЛІТЕТРАФТОРЕТИЛЕНУ

(57) Реферат:

Спосіб зменшення поперечної сферичної аберації та негативних фотичних ефектів інтраокулярних лінз методом нанесення політетрафторетилена включає нанесення покриття нижчого показника заломлення на лінзу. Оптичним покриттям, яке наносять на поверхню інтраокулярної лінзи, є політетрафторетилен, що має менший показник заломлення, ніж матеріал інтраокулярної лінзи, показник заломлення політетрафторетилену розраховують відповідно до формули, в якій враховують показник заломлення навколишнього середовища (водянистої вологи) та інтраокулярної лінзи.

UA 150954 U

ПОДЯКА

Автор вважає своїм обов’язком і приємною забов’язаністю висловити щиру подяку своєму науковому керівнику, кандидату медичних наук, доценту Козяру Василю Васильовичу за наукове керівництво, плідні ідеї, інтелектуальне спілкування та допомогу в створенні дисертації.

Безмежну вдячність висловлюю своїм батькам, Поліщуку Сергію Івановичу, Поліщук Валентині Іванівні, а також брату, Поліщуку Сергію Сергійовичу за домашнє тепло, підтримку, віру та терпіння.

Окрему подяку висловлюю особливо близькій для мене людині, Тихолаз Олені Олександрівні за підтримку та розуміння.