

УДК 617.741: 617.7-76: 617.7-77: 681.7.066.224

Василь КОЗЯР, к.м.н., доцент,

Олександр ПОЛЩУК, аспірант

Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут ім. Ігоря Сікорського», м. Київ, Україна, e-mail: E_1_@ukr.net, kozyarvasilij@gmail.com

ПОЛІПШЕННЯ ВЛАСТИВОСТЕЙ ІНТРАОКУЛЯРНИХ ЛІНЗ

Анотація. Встановлено, що найбільшу частину офтальмохірургічних втручань складають імплантації інтраокулярних лінз з приводу катаракти. В віці після 80-ти років майже всі особи страждають цим захворюванням. Нажаль, існуючі моделі інтраокулярних лінз, яких понад 1500 у світі, мають ряд недоліків. Серед них, фотичні дефекти, розвиток вторинної катаракти та вплив аберацій різних типів. Напилення шару із певними оптичними характеристиками дозволяє забезпечити стабільність розрахованих рефракційних значень та зберегти їх в пізньому післяопераційному періоді. Вибраний для нанесення політетрафторетилен (тефлон, ПТФЕ) створює на інтраокулярній лінзі градієнтний перехід оптичного заломлення, що імітує нативний кришталік. Завдяки нанесенню ПТФЕ на поверхню лінзи досягається зменшення розмірів фокусних плям майже в 3 рази ($P < 0,05$). Антиадгезивна властивість матеріалу також забезпечує захист лінзи від проліферації А-КАК та Е-КАК клітин. За результатами, розроблена інтраокулярна лінза оригінального дизайну під назвою “N-Vision Optics”.

Ключові слова: кришталік, сферична аберация, інтраокулярна лінза, політетрафторетилен, вакуумне напилення, тефлон, N-Vision Optics.

Головною причиною слабкого бачення є розвиток катаракти [1–3, с. 450; 117; 140]. Єдиним на сьогоднішній день методом усунення катаракти є оперативне втручання з послідуною заміною нативного кришталіка на штучний. Операція виконується з використанням різних моделей інтраокулярних лінз (ІОЛ). При усуненні катаракти загальноприйнятим методом є факоемульсифікація вмістимої капсули нативного кришталіка з наступною імплантацією гнучкої ІОЛ [4, 5, с. 23; 11]. Сучасні інтраокулярні лінзи не завжди забезпечують бажану чіткість зору після операції. Вторинна катаракта, яка виникає у 45% оперованих [6, с. 3], змушує виконувати повторне хірургічне втручання. Частина осіб, яким проведена імплантація штучного кришталіка, також відмічають появу небажаних фотичних ефектів, що знижує якість життя [7, 8, 9, с. 201; 246; 573]. Згідно матеріалів [10, с. 42] політетрафторетилен (ПТФЕ) є повністю біосумісним з живими тканинами людини, дозволений для медичного використання і має певні оптичні характеристики, тому для усунення перелічених вище проблем пропонується нанесення тонкої плівки ПТФЕ на ІОЛ. Нанесення ПТФЕ на поверхню ІОЛ створює перехід рефракційного індексу, подібний до градієнтного переходу рефракції, притаманному природному кришталіку.

В основі метода отримання плівки ПТФЕ лежать процеси деградації полімера з розщепленням макромолекули. Для випаровування полімеру і формування полімерної плівки на оптиці ІОЛ був використаний метод нагріву несфокусованим електричним струмом, який викликав електронну активацію випаруваного полімеру. Нанесення ПТФЕ проводилось з допомогою установки вакуумного напилення УВН-74 (рис. 1) Інституту фізики напівпровідників імені В.С. Лашкарьова НАН України.

З огляду на фізичні властивості ПТФЕ та аморфне розташування його молекул в результаті напилення, доцільно, щоб товщина його шару на лінзі не перевищувала 250 нм. Виходячи з цього, напилення було проведене товщиною 50 нм, 100 нм та 150 нм. Атомно-силовим мікроскопом (АСМ) NanoScope IIIa Dimension 3000TM, було проведене дослідження морфології поверхні нанесеного матеріалу (рис. 2).



Рис. 1. Установка вакуумного напилення УВН-74

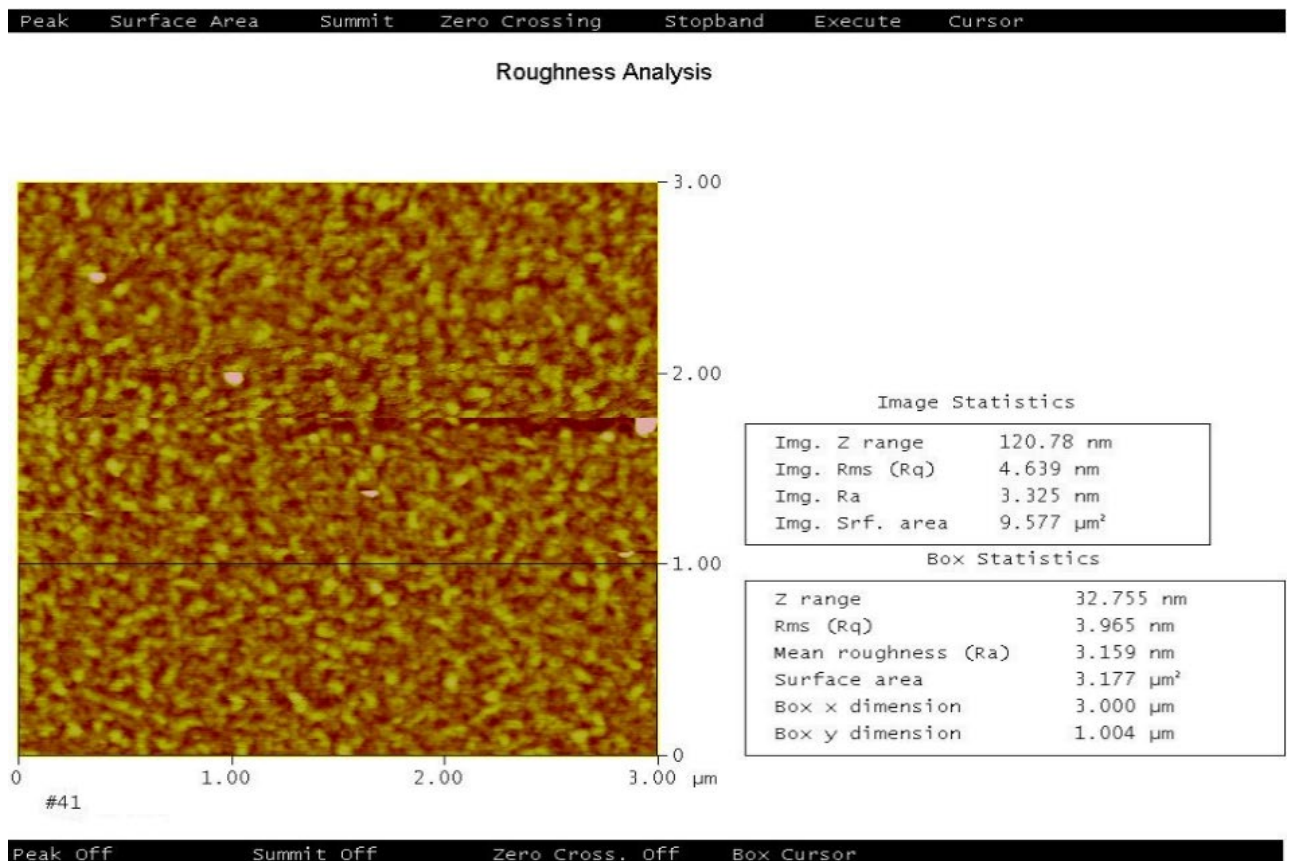


Рис. 2. Морфологія політетрафторетилену на поверхні лінзи (АСМ-мікроскопія)

Отримані дані вказують, що поверхня плівки товщиною 100 нм має більш впорядкований стан в порівнянні з іншими, тому перспективним є використання напилення ПТФЕ саме такої товщини.

Для оцінки властивостей ІОЛ використовувався універсальний проєкційний апарат з фотооптичною лавою ФОС-115 (рис. 3).

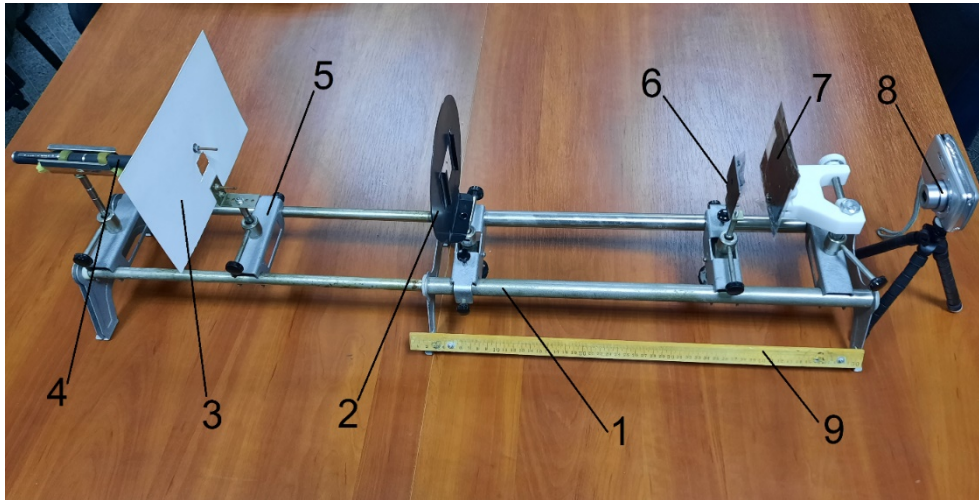


Рис. 3. Проекційний апарат з фотооптичною лавою ФОС-115: 1 – лава; 2 – захисний екран 1; 3 – захисний екран 2; 4 – лазер; 5 – рейтери; 6 – інтраокулярна лінза; 7 – екран-світлофільтр; 8 – фотокамера; 9 – лінійка

Для якісної візуальної оцінки, використаний лазерний випромінювач з довжиною хвилі 500...565 нм та фотоапарат. Проводилось вимірювання фокусних плям ІОЛ без наплення та з напленням ПТФЕ товщиною 100 нм. Всі лінзи розміщувались від екрану-світлофільтру на відстані, яка дорівнює їх фокусній, а саме 47,5 мм.

Зображення з екрану лави оброблялися в середовищі Solidworks методом прив'язки до номінального розміру і після масштабування та розстановки маркерів визначалися розміри фокусних плям (рис. 4, 5).

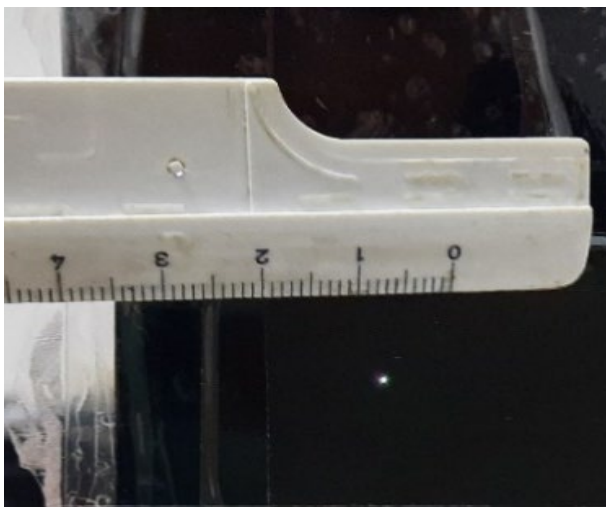


Рис. 4. Фокусна пляма лінзи без наплення

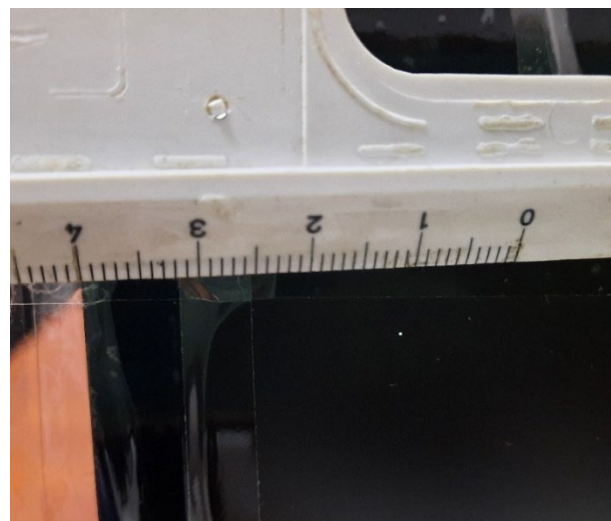


Рис. 5. Фокусна пляма лінзи з напленням

Статистичний обрахунок 10 пар вимірювань фокусних плям дав такі результати: ІОЛ без наплення $0,94 \pm 0,12$ мм, ІОЛ з напленням $0,33 \pm 0,07$ мм, значимість $P < 0,001$. Це свідчить про ефективність запропонованої технології покращення оптичних властивостей ІОЛ.

На основі отриманих результатів розроблена ІОЛ оригінального дизайну “Nvision Optics”, (патент № UA 150305 U) [11], геометричні розміри та конструкція якої дозволяють набутти фізико-механічних властивостей нативного кришталика людини. Запропонована модель є об'ємозамінною, оптичні поверхні вкриті шаром ПТФЕ оптимальної товщини. Антагезивні властивості ПТФЕ дозволяють лінзі “прилипати” до капсули кришталика та не викликати адгезію Е-КАК та А-КАК клітин. Борттик по всьому краю оптичної частини із поверхнею під тупим кутом до оптики являє собою додатковий бар'єр для міграції клітин.

Висновок. Нанесення за допомогою УВН-74 плівки ПТФЕ товщиною 100 нм призводить до вірогідного зменшення розмірів фокусної плями ІОЛ майже в три рази порівняно із лінзами без напилення. Чіткість фокусування свідчить про ефективне усунення додатковим оптично активним шаром впливу аберацій. Гідрофобні властивості покривного матеріалу протидіють налипанню на лінзі залишкових після факоемульсифікації клітин і розвитку вторинної катаракти. Отримані результати дозволили розробити модель ІОЛ “Nvision Optics” із покращеними характеристиками.

Література

1. Foster, A. (1999). Cataract – a global perspective: output, outcome and outlay. *Eye*, 13 (3), 49–53. doi: <https://doi.org/10.1038/eye.1999.120>
2. Thylefors, B., Négrel, A. D., Pararajasegaram, R., Dadzie, K. Y. (1995). Global data on blindness. *Bulletin of the World Health Organization*, 73 (1), 115–121. Available at: <https://apps.who.int/iris/handle/10665/263950>
3. Thylefors, B., Resnikoff, S. (1998). Progress in the control of world blindness and future perspectives. *Sante*, 8 (2), 140–143. Available at: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/9642739/>
4. Takhchidi, Kh. P., Agafonova, V. V., Yanovskaya, N. P., Frankovska-Gerlak, M. (2008). Simultaneous Surgery of the Cataract and Open-angle Glaucoma in Cases with the Pseudoexfoliative Syndrome. Three years follow-up. *Fyodorov Journal of Ophthalmic Surgery*, 1, 22–28. Available at: <https://eyepress.ru/obj0066/OS2008n1.pdf>
5. Ioshin, I. E., Tolchinskaya, A. I. (2013). Surgical treatment of patients with bilateral cataracts. *Fyodorov Journal of Ophthalmic Surgery*, 2, 10–15.
6. Поліщук О.С. Дослідження пружних властивостей гаптики інтраокулярних лінз // Біомедична інженерія та електроніка, 2020, № 2(25), 1-22. DOI: 10.6084/m9.figshare.12781772
7. Поліщук О.С., Козяр В.В., Жабоедов Д.Г. Зменшення фотичних феноменів і фонового засвічення сітківки при використанні інтраокулярної лінзи . *Innov Biosyst Bioeng*, 2020, vol. 4, no. 4, 199–210. DOI: <https://doi.org/10.20535/ibb.2020.4.4.214806>
8. Haring G, Dick HB, Krummenauer F, Weissmantel U, Kröncke W. Subjective photic phenomena with refractive multifocal and monofocal intraocular lenses results of a multicenter questionnaire *J Cataract Refract. Surg.* 2001; 27(2):245 -9. DOI: 10.1016/s0886-3350(00)00540-x.
9. Engren A, Behndig A. Anterior chamber depth, intraocular lens position, and refractive outcomes after cataract. *J Cataract Refract Surg.* 2013;39(4):572-7. DOI: 10.1016/j.jcrs.2012.11.019.
10. V Nelea, S Holvoet, S Turgeon *et al.* Deposition of fluorocarbon thin films on outer and inner surfaces of stainless steel mini-tubes by pulsed plasma polymerization for stents. *Journal of Physics D: Applied Physics.* 2009. 42 (22).
11. Пат. UA 150305 U Україна, МПК А61F 2/16, А61F 9/00 Об’ємозамінна мультифокальна інтраокулярна лінза «Nvision Optics» / Поліщук О.С.; заявл. 19.08.2021 ; опубл. 26.01.2022, Бюл. № 4.