



DOI: 10.6084/m9.figshare.12781772

LCC - № RE986-988

ДОСЛІДЖЕННЯ ПРУЖНИХ ВЛАСТИВОСТЕЙ ГАПТИКИ ІНТРАОКУЛЯРНИХ ЛІНЗ

Олександр Сергійович Поліщук¹

¹ КПІ ім. Ігоря Сікорського, Київ, Україна

Corresponding author: Олександр Поліщук, PhD student, КПІ ім. Ігоря Сікорського,
E_1_@ukr.net

Abstract. According to the World Health Organization, cataracts are the leading cause of blindness in the world. It is a polyetiological disease of the eye, the main feature of which is the sclerosis of the main substance of the lens or its capsule. Today, the only way to combat it is to remove the contents of the lens and then replace it with an intraocular lens (IOL). The change in the position of the implanted IOL occurs in 0.2-2.8%. Dislocation is associated with many factors, one of which is the imperfection of the haptic elements and the violation of the contact of the haptic with the lens capsule due to the mismatch between the size of the IOL and the capsule. For reliable fixation of the IOL in the eye, suture fixation of the lens is recommended.

The purpose of the work is to model the effect of the lens capsule and the forces of the ligaments on the haptic lens and to develop an IOL that would be securely fixed in the lens capsule.

To create a 3D model of the IOL and simulate the effect of the lens capsule and the

Анотація. Згідно з даними Всесвітньої організації охорони здоров'я, катаракта є головною причиною сліпоти в світі. Це поліетіологічне захворювання ока, головною ознакою якого є склерозування основної речовини кришталика або його капсули. На сьогоднішній день існує єдиний метод боротьби з нею, це видалення вмісту кришталика та його заміна на інтраокулярну лінзу (ІОЛ). Зміна положення імплантованої ІОЛ трапляється в 0,2-2,8%. Дислокація пов'язана з багатьма факторами, одні з них - це недосконалість гаптичних елементів та порушення контакту гаптик з капсулою кришталика з-за невідповідності розмірів ІОЛ та капсули. Для надійного закріплення ІОЛ в оці рекомендується шовна фіксація лінзи.

Метою роботи є моделювання впливу капсули кришталика та сил цинових зв'язок на гаптики ІОЛ і розробка ІОЛ, яка б надійно фіксувалась в капсулі кришталика.

forces of the ligaments bonds on it, Solidworks software environment with a Simulation library and a specially designed installation, patent UA 141280 U were used. For modeling were used intraocular lenses parameters that creates serially.

Based on the simulation, it was found that monolithic IOLs made of polymethyl methacrylate and acrylic, when a force of 0.6 N is applied, have insufficient strength and elasticity of the haptic elements, which leads to the dislocation of the IOLs in the postoperative period. During the simulation of seamless implantation, the broken of the haptic was fixed at the point of contact of the haptic - the lens, and at the suture fixation- at the point of contact of the haptic “special elements” with filament. The use of volume replacement lenses without fixation in case of mismatch between the implant and ciliary sulcus diameters may be accompanied by decentration. A high-quality IOL should ensure full tension of the lens capsule with a relatively small mass and be fixed to prevent displacement.

Therefore, the proposed volume-replaceable IOL of its own design, which provides close contact with the lens capsule, evenly distributing the load on the zonula ciliaris, reduces the risk of rarefaction of the vitreous body and retinal detachment, has elements for suture fixation.

Для створення 3D моделі ІОЛ та симуляції впливу капсули кришталика та сил цинових зв'язок на неї, використовувалось програмне середовище Solidworks з влаштованою бібліотекою Simulation та спеціально розроблена установка, патент UA 141280 U. Для моделювання були використані параметри інтраокулярних лінз, що випускаються серійно.

На основі моделювання, виявлено, що монолітні ІОЛ, виготовлені з поліметилметакрилата та акрила, при прикладенні сили 0,6 Н мають недостатню міцність та пружність гаптичних елементів, що призводить до дислокації ІОЛ в післяопераційному періоді. При симуляції безшовної імплантації фіксувалося заломлення гаптик в місці контакту гаптика - лінза, а при шовній - в місці контакту нитки з гаптичними “вушками”. Використання об'ємозамінних лінз без фіксації при невідповідності діаметрів імплантата і війкової борозни може супроводжуватись децентрацією. Якісна ІОЛ повинна забезпечувати повноцінний натяг капсули кришталика при відносно малій масі і фіксуватися для попередження зміщення. Тому запропонована об'ємозамінна ІОЛ власного дизайну, яка забезпечує тісний контакт з капсулою кришталика рівномірно розподіляючи навантаження на цинові зв'язки, зменшує ризик виникнення розрідження скловидного тіла та відшарування сітківки, має елементи для шовної фіксації.

Keywords: ІОЛ, гаптика, кришталик, капсульний мішок кришталика, катаракта, Solidworks.

Section: Biomechanics

Introduction. Катаракта є головною причиною порушення зорового аналізатора в світі, що являється причиною 33% слабобачення та 51% загальної світової сліпоти з них, 82 % усіх сліпих, складають особи старше 50 років [1,2,3]. Методом боротьби з катарактою є імплантація інтраокулярної лінзи (ІОЛ), на місце видаленого, за допомогою факоемульсифікації (ФЕК), вмісту капсули кришталика (КК). ФЕК дозволяє імплантувати м'які лінзи через малі розрізи, що в свою чергу зменшує період реабілітації, ризик появи астигматизму та вірогідність післяопераційних ускладнень. Згідно діючим клінічним рекомендаціям, стандартом фіксації інтраокулярної лінзи є її розташування в капсульній сумці, що виключає контакт лінзи з реактивними структурами ока та дозволяє отримати максимальні зорові функції.

ІОЛ складаються з оптичної частини, що забезпечує їх основну функцію, а також фіксуючих гаптичних елементів. Гаптичні елементи попереджують дислокацію лінзи, надають правильну форму капсульному мішку, забезпечують рівномірний розподіл навантаження на цинові зв'язки, захищають капсулу від розвитку вторинної катаракти і т. д.

На сьогоднішній день є близько 1500 моделей ІОЛ, які виготовляються 33 фірмами по всьому світі [4]. Існує два види афакічних ІОЛ: жорсткі, які виготовляють з поліметилметакрилата (ПММА) та акрилу і м'які – гідрофобні акрилові, гідрофільні акрилові, силіконові [5]. Розрізняють ІОЛ зі з'єднаною гаптикою, моноблочні та блокові. Гаптичні елементи можуть бути, як ангульовані, не ангульовані, так і торсіонні.

- Неангульована (планарна) гаптика (лінза і гаптика лежать в одній площині, Рис.1, А).
- Ангульована гаптика (якщо вона розміщується під кутом до площини лінзи, Рис.1, Б).
- Торсіонна (гаптика, яка має пружньо-деформовані властивості, Рис. 1, В)

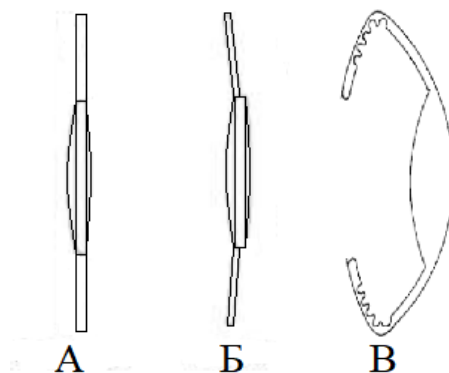


Рис.1. Види нахилу гаптики відносно лінзи

В ІОЛ, гаптики яких виготовлені з іншого матеріалу, ніж оптика, більш схильні до їх відломлення, що може привести до серйозних проблем. Лікарі неодноразово відзначали випадки відриву опорних елементів від оптичного диска [4, 6].

До матеріалу, з якого виготовляється як сама лінза так і гаптика, висуваються наступні вимоги [7]:

- біологічна інертність;
- хімічна стійкість протягом багатьох десятиріч;
- відсутність канцерогенних властивостей;
- здатність до пластичного формування і механічної обробки;
- стійкість до стерилізації;
- висока прозорість;
- досить високий показник заломлення;
- низька відносна щільність;
- сталість оптичних характеристик на протязі не менше 50 років;
- спектр пропускаються променів повинен бути близьким до спектру пропускання природного кришталіка.

Objective. Метою роботи є симуляція впливу капсули кришталіка та сил цинкових зв'язок на гаптику ІОЛ, дослідження пружних властивостей та запасу міцності гаптик, розробка ІОЛ, яка б надійно фіксувалась в капсулі кришталіка.

Materials and methods. Об'єктом дослідження були представлені на ринку ІОЛ, що випускаються серійно і застосовуються в медичній практиці, виготовлені з ПММА та акрилу. ІОЛ, змодельовані в середовищі SolidWorks, мали параметри згідно специфікації. Крім того, аналізувалася ІОЛ власної розробки, описана в патенті UA 142801 U [8].

3D моделі підлягали фізико-механічному аналізу в середовищі SolidWorks із застосуванням бібліотеки Simulation. Проводилася симуляція впливу капсули кришталіка та сил цинкових зв'язок на гаптику інтраокулярної лінзи в програмному середовищі та на спеціальній установці, патент UA 141280 U [9]. Було прийнято, що ширина кільцеподібного циліарного м'яза дорівнює 2 мм, товщина - 1 мм, поперечний переріз становить 2 мм^2 , тоді як сила скорочення в межах 0,6 - 0,8 Н. Вектор сили м'яза спрямований до центра кола. Крім того, при вертикальному положенні голови на лінзу діє сила земного тяжіння, що зміщує її донизу. Розрахунок цієї сили проводився відповідно до закону Архімеда. Маса ІОЛ була прийнята 10 мг, $\rho_{\text{вологи}} = 1,005 \text{ г/см}^3$, $\rho_{\text{іол}} = 1,18 \text{ г/см}^3$, $g = 9,81 \text{ м/с}^2$.

Широкого вжитку набули моноблочні (монолітні) ІОЛ з С-подібною гаптикою. У випадку моноблочної конструкції, гаптики є продовженням лінзи і формуються із однакового з лінзою матеріалу (Рис. 2).

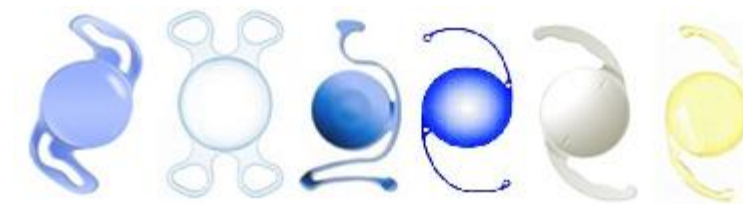


Рис. 2. Монолітні ІОЛ

В іншому випадку, гаптики приєднуються до лінзи, як окремі елементи і виготовляються із матеріалів, відмінних від матеріалів лінзи, наприклад з поліпропіленової нитки з поперечним перерізом 100-150 мкм² (Рис. 3).

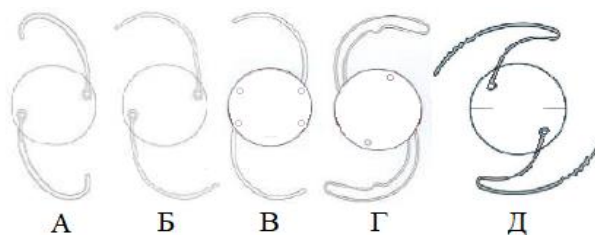


Рис. 3. ІОЛ з приєднаною гаптикою [6]

А — Лінза з J-loop

Б, В — Лінза з C-loop

Г, Д — Лінза з модифікованою гаптикою

За літературними даними, лікарями зафіксовані факти відривання та відломлення гаптики від оптики ІОЛ [4, 6]. Це в свою чергу призводить до дислокації інтраокулярної лінзи. За допомогою УБМ (ультразвукової біометрії) можна діагностувати зміщення ІОЛ в КМК. Виділяють такі типи зміщення (Рис. 4):

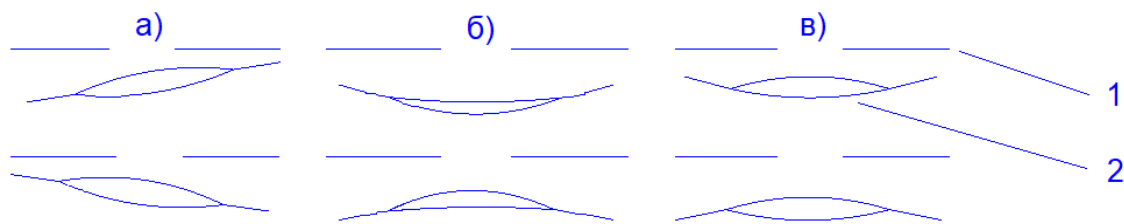


Рис. 4. Види зміщення інтраокулярної лінзи відносно зіниці

1 — зіниця

2 — інтраокулярна лінза

а) Нахил

б) Прогин

в) Зміщення оптичної частини ІОЛ в КМК назад, вперед відносно площини гаптичних елементів.

Зміна положення лінзи трапляється в 0,2-2,8% пацієнтів, знижуючи зорові функції та викликаючи, як оптичні феномени, так і різного типу ускладнення [10]. Ризик децентрації та поворота оптичної частини найчастіше має місце бути при імплантації асферичних, торичних та мультифокальних ІОЛ [11]. Використання лінз, які мають занадто м'які опорні елементи, приводить в ряді випадків до зміни її положення та травматизації пігментного листка райдужної оболонки. Одним із факторів цього, серед інших причин, також може бути втрата тісного контакту комплексу “ІОЛ – капсульний мішок” спереду – з задньою поверхнею райдужної оболонки, а ззаду – з передньою гіалоїдною мембраною. Тісний контакт комплексу втрачається з-за того, що у 25-38% пацієнтів з катарактою існують порушення цілісності зв'язочно-капсулярного апарата кришталика [12-15].

Як правило, стандартні ІОЛ мають два гаптичних елемента, що достатньо для їх центрації в оці. 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, тобто точки дотику гаптиків до оптики розміщені в 180° одна від одної [16]. Після шовної фіксації, також відмічені

випадки відломлення гаптичних елементів ІОЛ, яке пояснюється постійним натягом нитки (Рис.5) [17].

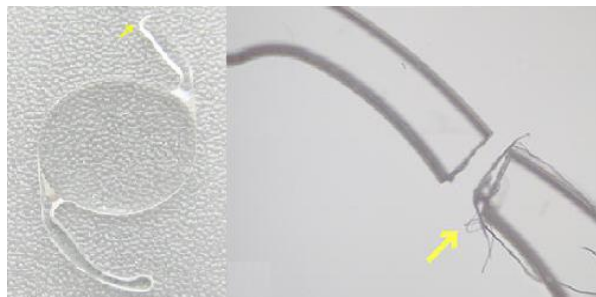


Рис. 5. Відломлений гаптичний елемент ІОЛ після шовної фіксації

Навіть у випадку успішної операції по імплантації, спостерігається незначна децентрація лінзи, причиною цього є вплив контракційних сил капсули кришталика [18-25].

Приведені вище данні свідчать, що правильна конструкція інтраокулярної лінзи та її гаптичних елементів дає змогу уникнути небажаних інтраопераційних та післяопераційних наслідків.

Для фізичного моделювання зразка монолітної ІОЛ одного із провідних виробників використане програмне забезпечення SolidWorks (Рис. 6). Для цієї лінзи застосовані параметри сировини відповідно бібліотеки матеріалів SolidWorks (Рис.7).

Кількість гаптик – 2 шт

Загальна довжина 13 мм

Діаметр оптичної частини 6,5 мм

Матеріал ІОЛ - Поліметилметакрилат (ПММА)

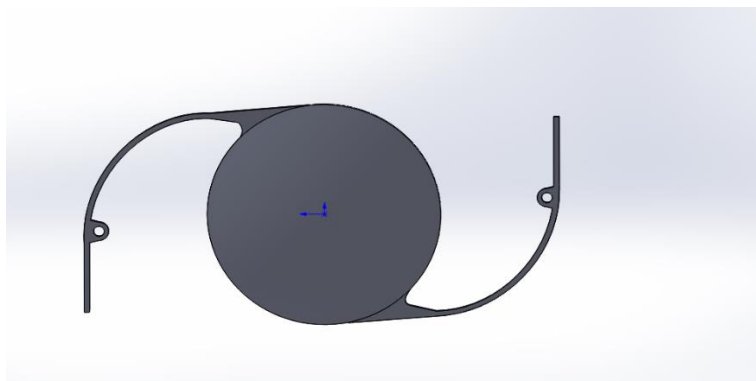


Рис. 6. Змодельована фізична модель ІОЛ

Свойство	Значение	Единицы измерения
Модуль упругости	2770000000	Н/м ²
Коэффициент Пуассона	0.3	
Модуль сдвига		Н/м ²
Массовая плотность	1180	кг/м ³
Предел прочности при растяжении	61000000	Н/м ²
Предел прочности при сжатии	105000000	Н/м ²
Предел текучести		Н/м ²
Коэффициент теплового расширения		/К
Теплопроводность	0.21	W/(м·К)
Удельная теплоемкость	1250	J/(кг·К)
Коэффициент демпфирования материала		Не применимо

Рис. 7. Фізико-механічні властивості ПММА згідно бази матеріалів SolidWorks

З використанням влаштованої бібліотеки Simulation було проведене моделювання впливу капсули кришталика (КМ) та сил цинкових зв'язок на гаптику інтраокулярної лінзи. 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 складе 2 мм². Тоді сила скорочення циліарного м'яза може дорівнювати 0,6 - 0,8 Н. Вектор сили при цьому спрямований до центра кола.

Результати моделювання імплантованої інтраокулярної лінзи без шовної фіксації показані на рис. 8-11.

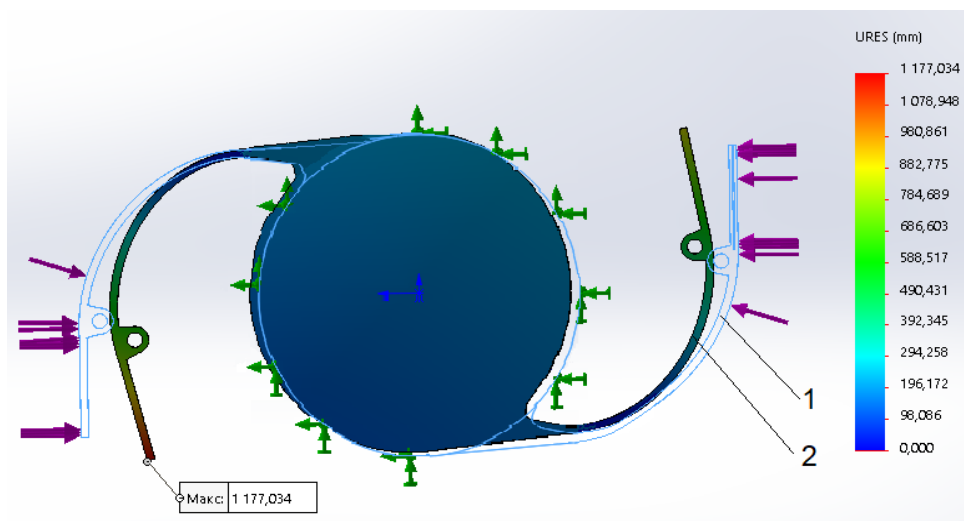


Рис. 8. Переміщення гаптики та ІОЛ під дією розрахованої сили

1—початкове положення ІОЛ

2—зміщене положення ІОЛ

Отримане значення $URES$ знаходиться, як корінь квадратний з переміщень в усіх координатах:

$$URES = |\vec{U}| = \sqrt{(U_x)^2 + (U_y)^2 + (U_z)^2} \quad (1)$$

Максимальне значення $URES = 1177,038$ мм.

Максимальне напруження та деформацію, які виникають в інтраокулярній лінзі під час дії на неї сил (Рис. 9,10).

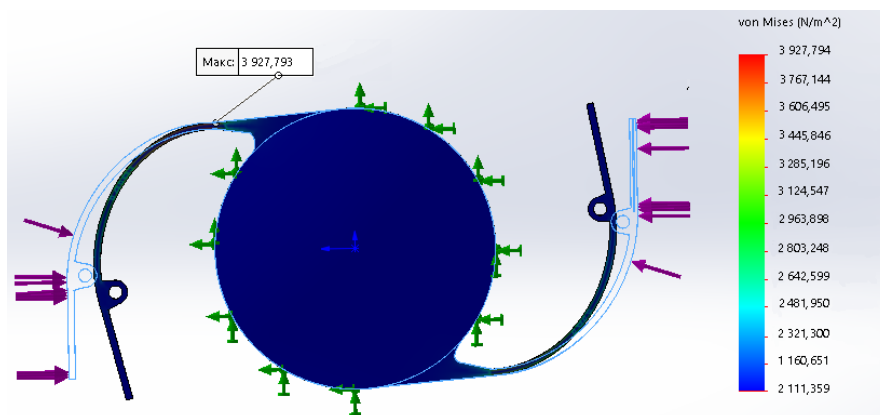


Рис. 9. Напруження в інтраокулярній лінзі

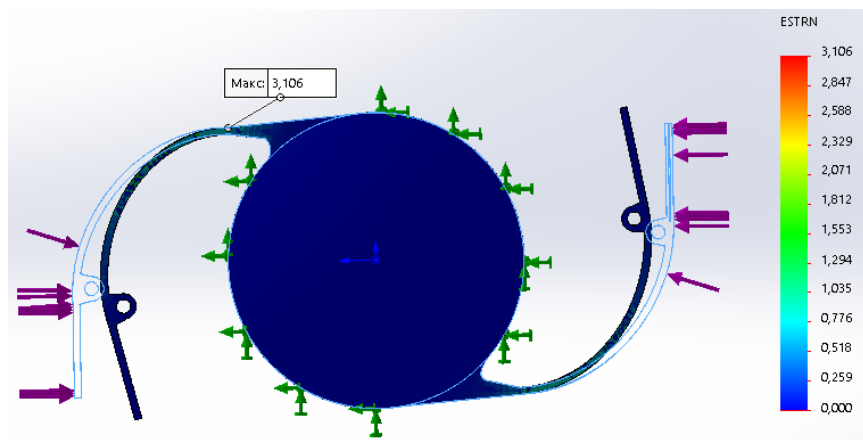


Рис. 10. Деформація в інтраокулярній лінзі

Як видно з проведеного моделювання, найбільші напруження та деформація виникають в місці контакту гаптичних елементів з оптичною частиною. Для оцінки запасу міцності в цій точці, проведений аналіз (Рис.11)

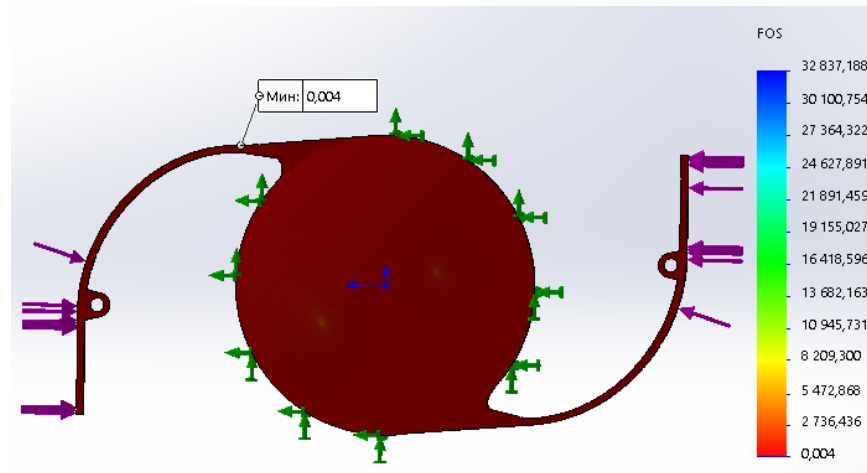


Рис. 11. Запас міцності ІОЛ під дією обрахованої сили

Переміщення URES=1 177,034 мм

Напруження von Mises= 3 927,793 Н/м²

Деформація ESTRN= 3,106

Запас міцності (FOS)=0,004

При прикладанні сили 0,6 Н виникає значна деформація та напруження. Коефіцієнт запасу міцності, який становить 0,004, значно менший 1, тому в цьому місці відбувається руйнування матеріалу і, як наслідок, відломлення фіксуючих елементів, що призводить до дислокації всього комплексу ІОЛ та травмування ока.

Більшість лінз, як і ця, оснащені спеціальними “вушками” для шовної фіксації, що мають забезпечити стійке положення ІОЛ в оці людини. Розглянуто також випадок імплантованої ІОЛ з використання шовної склеральної фіксації (Рис. 12-15).

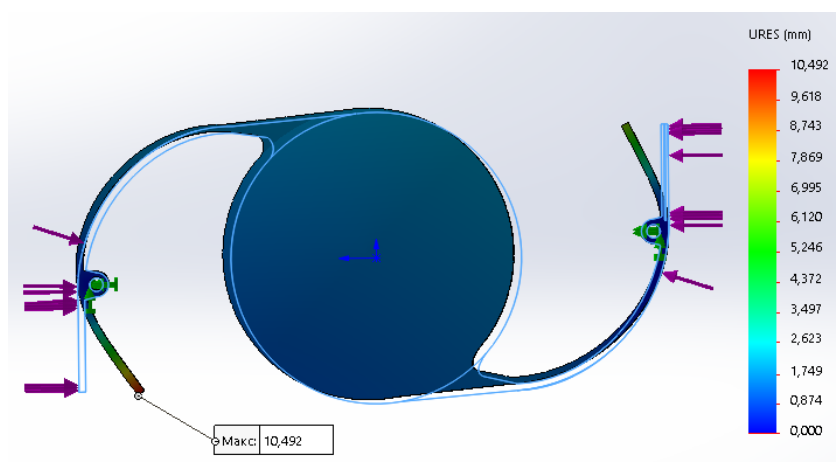


Рис. 12. Переміщення ІОЛ при склеральній фіксації

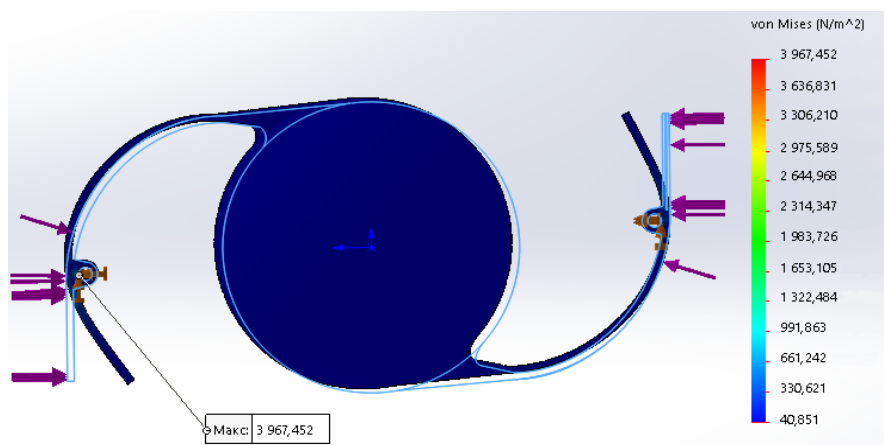


Рис. 13. Напруження ІОЛ при склеральній фіксації

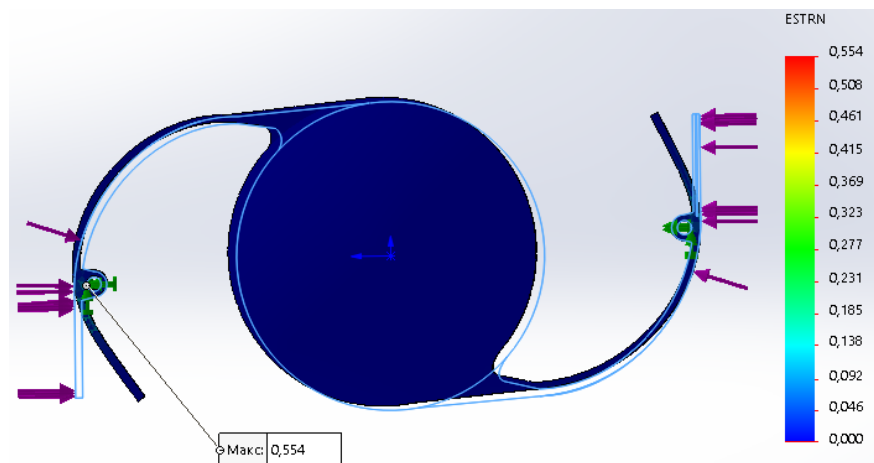


Рис. 14. Деформація ІОЛ при склеральній фіксації

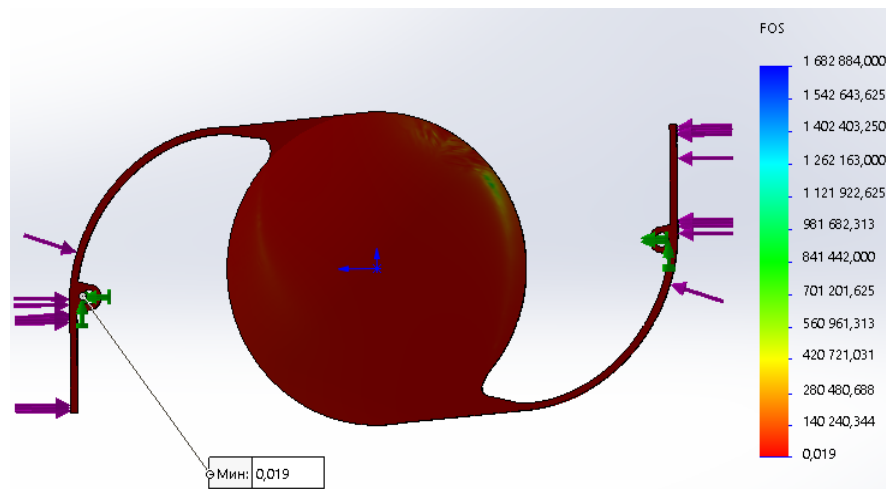


Рис. 15. Запас міцності ІОЛ при склеральній фіксації

На основі проведеного моделювання, встановлено, що найбільш вразливою точкою при шовній склеральній фіксації стає місце контакту шовного матеріалу з гаптиками.

Переміщення $URES=10,492$ мм

Напруження von Mises= $3\,967,452$ Н/м²

Деформація $ESTRN=0,554$

Запас міцності (FOS)=0,019

В даному випадку, найбільш значне переміщення зазнають кінці гаптик, при чому сама оптична частина залишається 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, існує ризик відломлення гаптики в місці контакту нитка-гаптика. Крім того, шовний матеріал, який використовується для фіксації ІОЛ, з часом має тенденцію до руйнування, що може спричинити дислокації ІОЛ в пізньому післяопераційному періоді [26, 27].

Проведені аналогічні дослідження з акриловою ІОЛ, результати якого занесені до порівняльної таблиці 1.

Порівняльна таблиця результатів моделювання впливу сил цилиарного м'яза та КМК на гаптики ІОЛ

	Акрилова ІОЛ		ПММА ІОЛ	
	Без фіксації	З фіксацією	Без фіксації	З фіксацією
Переміщення URES (мм)	1086,392	9,630	1 177,034	10,492
Напруження von Mises ($\frac{H}{m^2}$)	3 591, 867	2 314, 917	3 927, 793	3 967, 452
Деформація ESTRN	3,876	0,581	3,106	0,554
Запас міцності FOS	0,003	0,019	0,004	0,019

Дослідження показали, що суттєвої різниці в міцності гаптичних елементів ІОЛ між матеріалами Акрил та ПММА немає. В обох випадках, при прикладенні сили, зафіксований низький запас міцності, що вказує на недостатню стійкість матеріалу.

На лінзу також діє земне тяжіння, що призводить до її дислокації. Проведений розрахунок даної сили, що створює дислокацію.

Через те, що інтраокулярна лінза знаходиться в рідині передньої камери, то на неї діє виштовхуюча сила Архімеда F_A протилежно направлена до сили земного тяжіння mg (Рис.16).

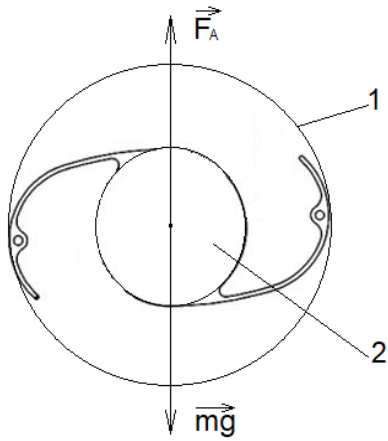


Рис. 16. Дія сил тяжіння та Архімеда на ІОЛ в КМК

- 1— Капсульний мішок кришталика
2— Інтраокулярна лінза

$$F_A = \rho_{\text{вологи}} V g, m g = \rho_{\text{іол}} V g, \text{ де} \quad (2)$$

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

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

$$g = 9,81 \text{ м/с}^2$$

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

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

За результатами моделювання лінз та літературного пошуку, відомо, що маса ІОЛ знаходиться в проміжку 8 – 10 мг.

Підставивши, отримаємо:

$$P = (1180 - 1005) \cdot 1 \cdot 10^{-8} \cdot 9,81 = 1,71675 \cdot 10^{-5} \text{ Н}$$

$$P = 1,71675 \cdot 10^{-5} \text{ Н}$$

Для того, щоб дізнатись на яку величину зміститься лінза при дії такої сили, було змодельовано процес в середовищі SolidWorks (Рис.17).

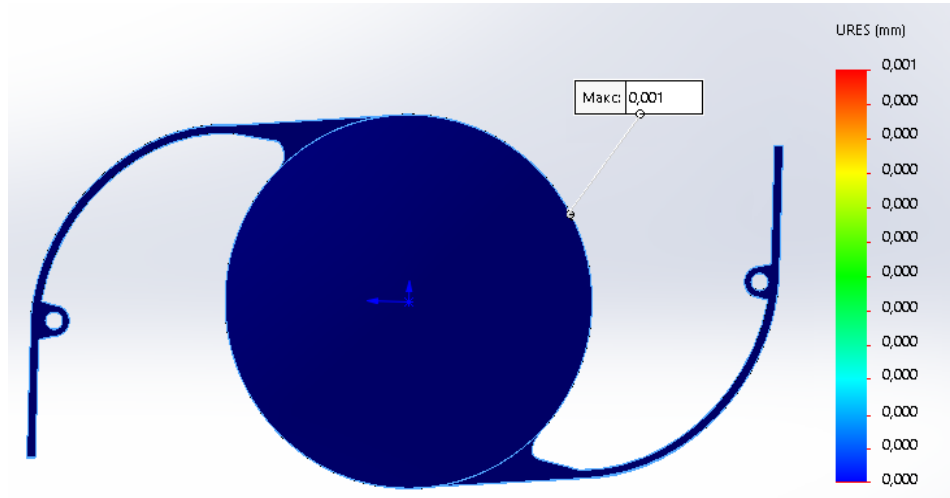


Рис. 17. Переміщення ІОЛ при дії сили земного тяжіння

$$URES = 0,001 \text{ мм}$$

Результати розрахунків та симуляції показали, що для зменшення ризику зміщення лінзи, вона повинна мати надійну фіксацію в оці та незначну масу.

Досліджено інтраокулярну лінзу на спеціально зібраній установці (рис.18), патент UA 141280 U [9].

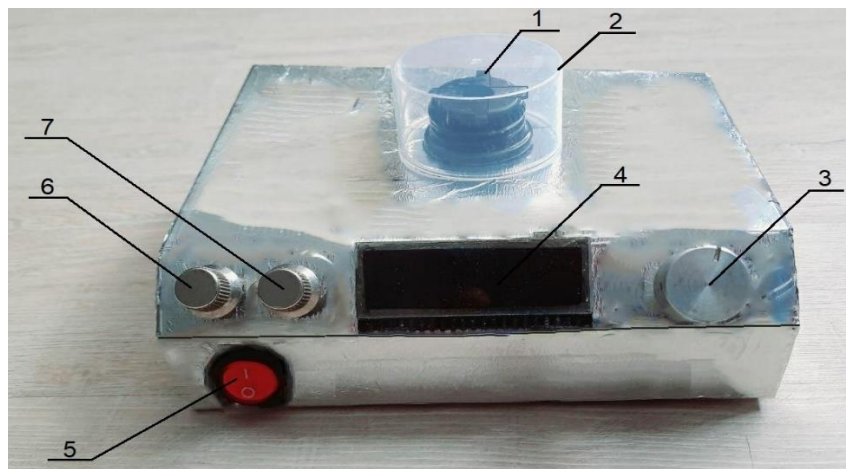


Рис. 18. Пристрій для дослідження пружних властивостей інтраокулярних лінз

Установка містить 4-ри затискачі (1), що знаходяться під прозорою кришкою (2); 4-ри тензодатчика; регулятор сили стиснення (контроль радіусу) (3); екран (4); кнопку вкл/викл (5); регулятор частоти стискань (6); регулятор задання кількості стиснень (7).

Завдавали силу стиснення, яку поступово збільшували. При стиснені, лінза має невелике горизонтальне зміщення, можна припустити, якщо б гаптика була ангульованою, то оптична частина рухалась й вертикально, в залежності від кута нахилу фіксуючих елементів ІОЛ. При значеннях менших 0,6 Н, гаптика зберігає свої пружні властивості. Додавши в експеримент частоту стиснення, що становить один раз в секунду з силою 0,6 Н (Рис.19), в усіх експериментальних моделях відмічено відломлення гаптичного елемента на 1-2 секунді стискання (Рис.20).



Рис.19. Екран параметрів установки

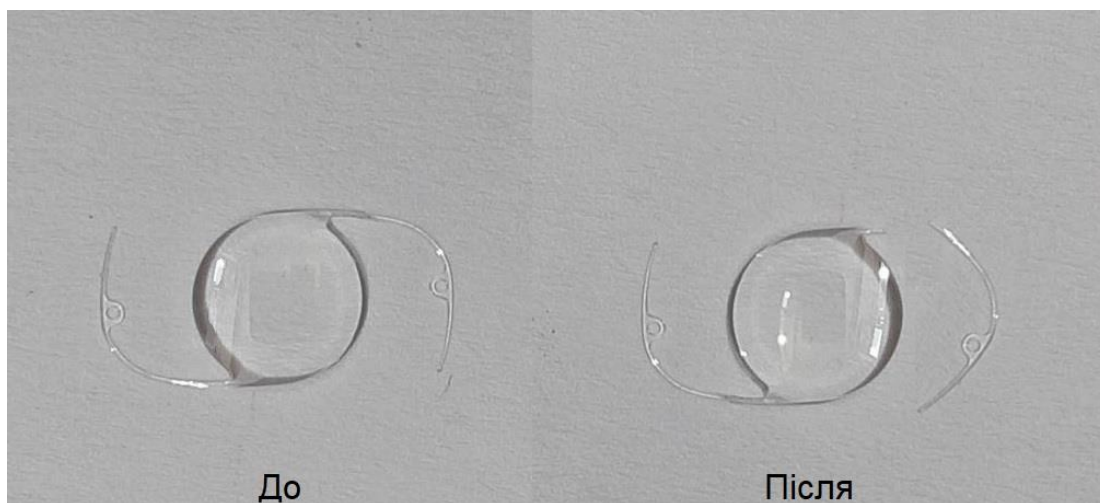


Рис.20. ІОЛ до дослідження пружних властивостей та після

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 мм [7]. Середній діаметр задньої камери в області війкової борозни становить 11,5 мм. Таким чином, стандартні сучасні ІОЛ, що імплантуються в задню камеру, мають зумовлену схильність до децентрації із-за невідповідності розмірів імплантата та діаметра війкової борозни. Пропонується, пустотіла об'ємозамінна інтраокулярна лінза, що відповідає розмірам нативного кришталика (Рис.21), патент UA 142801 U [8].

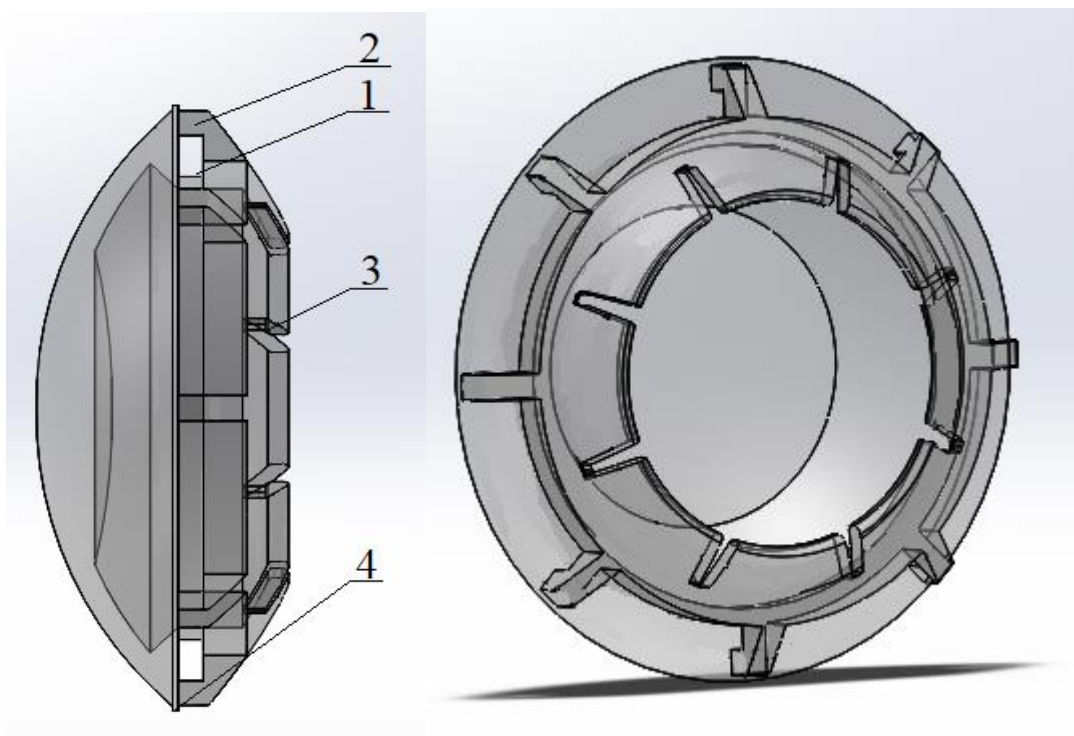


Рис. 21. Інтраокулярна лінза “NVision OP”

Гострий край лінзи (бортик) (4) та канавка (1) по всій периферії (360°), виконує роль пастки для епітеліальних клітин. Канавка (1) розбита на сектори за допомогою 8-ми перетинок (2), які у випадках, повної відсутності задньої капсули, дозволяють використати іридосклеральну фіксацію. Перетинки (2), в ситуаціях з порушенням задньої капсули кришталика, випадінням скловидного тіла та інше, дозволяють виконати мультисекторальне підшивання. Листоподібні вирізи (3), передньої частини ІОЛ, слугують дренажними каналами для підтримки внутрішньоочної циркуляції. Загалом, оптимальні розміри, пружні властивості, радіальний контакт з капсулою кришталика, зменшує

навантаження на циновими зв'язками по всій периферії і є чинниками, які здатні забезпечити акомодацийний процес. Елементи, які розташовані на лінзі, дозволяють виконати, як райдужну так і іридосклеральну фіксацію. Форма та конструкція лінзи дозволяє швидко виконати імплантацію, що важливо для запобігання негативного впливу інтенсивного випромінювання освітлювача операційного мікроскопа на незахищену макулярну сітківку.

Conclusions.

1. Згідно результатів моделювання та експерименту, встановлено, що монолітні інтраокулярні лінзи з поліметилметакрилата та акрила мають недостатні фізико-механічні властивості гаптичних елементів.
2. У випадку безшовної імплантації, виявлено, значне зміщення ІОЛ, зафіксовані ризики відломлення гаптики в місці контакту гаптика-лінза, тому що запас міцності знаходиться в діапазоні 0,003 – 0,004, що значно нижче 1 і свідчить про руйнування матеріалу.
3. При використанні шовної фіксації, ІОЛ має стабільніше положення, але при цьому, в місці контакту нитка-гаптика, матеріал має запас міцності 0,019.
4. На лінзу діє сила земного тяжіння, яка зміщує її донизу, тому ІОЛ повинна мати мінімальну масу.
5. Гаптичні елементи нерівномірно розподіляють навантаження на цинові зв'язки, як наслідок, з часом відбувається дислокація всього комплексу.
6. Запропонована об'ємозамінна інтраокулярна лінза "NVision OP", що має розміри природнього кришталіка, малу масу та рівномірно розподіляє навантаження на цинові зв'язки за рахунок своєї форми. ІОЛ дає змогу провести швидко імплантацію через мінімальний розріз. Спеціальні елементи дозволяють виконати райдужну та іридосклеральну фіксацію.

Disclaimers: The author declares that they have no financial or personal relationships that may have inappropriately influenced them in writing this article.

Conflict of interest statement: The authors state that there are no conflicts of interest regarding the publication of this article.

ORCID

Олександр Поліщук <http://orcid.org/0000-0003-4997-4247>

REFERENCES:

1. Pascolini, D., Global estimates of visual impairment. Br. J. Ophthalmol, 2011; 3, P.134–144.
2. Fraser, M. L. Vision, quality of life and depressive symptoms after first eye cataract surgery. Psychogeriatrics. 2013; 9: P. 23–32.
3. Stevens, G. A. Global prevalence of vision impairment and blindness. Ophthalmology. 2013; 120: P. 2377–2384.
4. Азнабаев Б. М. Ультразвуковая хирургия катаракты — факоемульсификация. Август Борг. Москва; 2005. 129 с.
5. Поліщук О.С., Козяр В.В. Порівняльна характеристика існуючих афакічних інтраокулярних лінз. Monographs roconferencyina "Science, Research, Development № 12". Belgrad (Serbia), Poland; 2018. p. 34-36.
6. Поліщук О.С, Козяр В.В. Аналіз гаптичних елементів інтраокулярних лінз. Біомедична інженерія і технологія. Київ; 2019. Vol. 2: с. 9-14. DOI: <https://doi.org/10.20535/2617-8974.2019.2.184707>
7. Поліщук О.С, Козяр В.В. Конструктивні рішення для попередження розвитку вторинної катаракти після імплантації інтраокулярних лінз.,Innov Biosyst Bioeng. 2020; 4 (1): С. 36 – 44. DOI: <https://doi.org/10.20535/ibb.2020.4.1.187310>
8. Пат. UA 142801 U Україна, МПК A61F 2/16, 9/00. Гнучка об'ємозамінна мультифокальна інтраокулярна лінза "NVision OP" /Поліщук О.С., Козяр В.В; заявл. 30.01.2020; опубл. 25.06.2020, Бюл. № 12
9. Пат. UA 141280 U Україна, МПК G01 1/00, G01B 5/00, A61F 9/00. Пристрій для дослідження пружних властивостей інтраокулярних лінз /Поліщук О.С.; заявл. 22.04.2019; опубл. 10.10.2019, Бюл. № 6
10. Терещенко Ю. А, Кривко С. В, Сорокин Е. Л, Егоров В. В. Спонтанная дислокация заднекамерных интраокулярных линз (ИОЛ) в позднем послеоперационном периоде: частота, причины, осложнения РМЖ «Клиническая Офтальмология». 2010; 3: С. 100 – 102.

11. Savini G., Hoffer K.J, Lombardo M. 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. 2016; Vol. 42: P. 44-49.
12. Иошин И. Э, Егорова Э. В, Багров С. Н. Внутрикапсульное кольцо – профилактика осложнений экстракции катаракты. Офтальмохирургия. –2002; 1: С. 25-28.
13. Паштаев, Н. П, Батьков Е. Н, Зотов В. В. Шовная фиксация заднекамерной эластичной ИОЛ к радужке при слабости связочного аппарата хрусталика. Вестник офтальмологии. 2010; 1: С. 47-50.
14. Тахчиди Х. П, Егорова Э. В, Толчинская А. И. Выбор тактики хирургии катаракты с учетом оценки симптоматики псевдоэкзофолиативного синдрома по данным ультразвуковой Биомикроскопии. Офтальмохирургия. 2006; 4: С. 4-9.
15. Батьков, Е. Н., Паштаев Н. П, Поздеева Н. А. Биометрия положения интраокулярных линз на основе Шаймпфлюг-фотографии. Современные технологии катарактальной и рефракционной хирургии. Москва; 2009. С. 37-42.
16. Zetterstrom C, Lundvall A, Weeber H. Sulcus fixation without capsular support in children / C. Zetterstrom, A. Lundvall, H. Weeber J. Cataract Refract. Surg. 1999; Vol. 25: P. 776-781.
17. Tanaka. Haptic Breakage after Transscleral Fixation of a Single-Piece Acrylic Intraocular Lens. Case Rep Ophthalmol 2014;5: 212–216. DOI: 10.1159/000365350
18. Davison, J.A. Capsule contraction syndrome. J. Cataract. Refract. Surg. 1993; Vol. 19(5): P. 582–589.
19. Kato S, Suzuki T, Hayashi Y. Risk factors for contraction of the anterior capsule opening after cataract surgery. J. Cataract Refract. Surg. 2002; Vol. 28(1): P. 109–112.
20. Krėpštė L, Kuzmienė L, Miliauskas A. Possible predisposing factors for late intraocular lens dislocation after routine cataract surgery Medicina. 2013; Vol. 49: P. 229-234.
21. Liu X, Cheng B, Zheng D, Liu Y. Role of anterior capsule polishing in residual lens epithelial cell proliferation. J. Cataract Refract. Surg. 2010; - Vol. 36(2): P. 208-214.
22. Pueringer S.L, Hodge D.O, Erie J.C. Risk of late intraocular lens dislocation after cataract surgery, 1980- 2009: a population-based study. Am. J. Ophthalmol. 2011; Vol. 152: P. 618-623.

23. Saxby L, Rocen E, Boulton M. Lens epithelial cell proliferation, migration and metaplasia following capsulorhexis. *Br. J. Ophthalmol.* 1998; Vol. 82(8): P. 945–952.
24. Yang Gao, Guang-Fu Dang, Xu Wang, Lian Duan, Xin-Yi Wu. Influences of anterior capsule polishing on effective lens position after cataract surgery: a randomized controlled trial. *Int J. Clin Exp Med.* 2015; 8 (8): P.13769-13775.
25. Young, M. Причины возникновения синдрома контракции капсулы. Новое в офтальмологии. 2008; 4: С. 58-59.
26. Tsai, Y. Y, Tseng S.H. Transscleral fixation of foldable intraocular lens after pars plana lensectomy in eyes with a subluxated lens. *J Cataract Refract Surg.* 1999; Vol. 25(5): P. 722-724.
27. Wojciech O, Latecka K.B, Palenga P.D, Synder A. Treatment of dislocated lenses in patients with Marfan’s syndrome using vitrectomy and intraocular lenses. *Klin. Oczna.* 2002; Vol. 104(1): P. 19-22.

PLAGIARISM REPORT:

Scan Properties

Number of Words : 456
Results Found : 1

To or From

Binary Translator

To or From

PDF Converter



5%

Plagiarism

95%

Unique

0%

Related-Meaning

Make it Unique

Start New Search

LCC - № RE986-988 Artificial eyes and other prostheses

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

Corresponding author: Oleksandr Polischuk, PhD student, National Technical University of Ukraine "Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute", E_1_@ukr.net

Abstract. According to the World Health Organization, cataracts are the leading cause of blindness in the world.

It is a polyetiological disease of the eye, the main feature of which is the sclerosis of the main substance of the lens or its capsule.

Today, the only way to combat it is to remove the contents of the lens and then replace it with an intraocular lens (IOL).

The change in the position of the implanted IOL occurs in 0.2-2.8%.

Dislocation is associated with many factors, one of which is the imperfection of the haptic elements and the violation of the contact of the haptic with the lens capsule


due to the mismatch between the size of the IOL and the capsule.

Similarity 25%

[КПІ ім. Ігоря Сікорського | Department of Education](#)

national technical university of ukraine "igor sikorsky kyiv polytechnic institute".as of may 4, in igor sikorsky kyiv polytechnic institute two cases of coronavirus have been officially confirmed. the first infected person is an employee of the scientific and technical library, who is currently in...

<https://kpi.ua/en>

 Download PDF Report