

Міністерство освіти і науки України
Харківський національний університет радіоелектроніки

Факультет Електронної та біомедичної інженерії
(повна назва)

Кафедра Фізичних основ електронної техніки
(повна назва)

КВАЛІФІКАЦІЙНА РОБОТА
Пояснювальна записка

рівень вищої освіти другий (магістерський)
ТЕХНОЛОГІЇ ОПТОІНФОРМАТИКИ ДЛЯ ВИЗНАЧЕННЯ
ПАРАМЕТРІВ КОНТАКТНИХ ЛІНЗ
(тема)

Виконала:
здобувачка 2 курсу, групи ФТОІм-23-1
Голдіна К.Б.
(прізвище, ініціали)

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

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

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

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

Допускається до захисту

Зав. кафедри _____
(підпис)

Гнатенко О.С.
(прізвище, ініціали)

2025 р.

Харківський національний університет радіоелектроніки

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

ЗАТВЕРДЖУЮ:

Зав. кафедри _____

(підпис)

« ____ » _____ 20 ____ р.

ЗАВДАННЯ
НА КВАЛІФІКАЦІЙНУ РОБОТУ

здобувачці Голдіній Катерині Богданівні
(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема роботи Технології оптоінформатики для визначення параметрів контактних лінз

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

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

3. Вихідні дані до роботи загальний діаметр лінзи 14,2 мм; діаметр оптичної зони 7 мм; радіус оптичної зони від 8,0 мм до 9,2 мм; радіус рогівкової зони 7,3 мм до 7,89 мм.

4. Перелік питань, що потрібно опрацювати в роботі _____

1. Проведення порівняльного аналізу розрахунків контактних лінз.

2. На основі проведеного порівняльного аналізу розробити математичну модель для розрахунку параметра товщини ортокератологічної контактної лінзи.

3 Застосовуючи розроблену математичну модель для розрахунку, створити програму для точного і швидкого розрахунку товщини контактної лінзи.

5. Перелік графічного матеріалу із зазначенням креслеників, схем, плакатів, комп'ютерних ілюстрацій, слайдів _____

Лістинг коду програми –2 арк. _____

Приклад розробки програми – 3 арк. _____

Демонстраційний матеріал – 12 слайдів. _____

КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

№	Назва етапів роботи	Терміни виконання етапів роботи	Примітка
1	Інформаційно-тематичний пошук та огляд літературних джерел про сучасні контактні лінзи	02.09.24–28.09.24	Виконано
2	Аналіз зібраної інформації	02.10.24–20.10.24	Виконано
3	Виконання чисельних розрахунків параметрів жорсткої контактної лінзи	24.10.24–08.11.24	Виконано
4	Аналіз розрахунків та параметрів жорсткої контактної лінзи	12.11.24–20.11.24	Виконано
5	Оформлення пояснювальної записки	25.11.24–20.12.24	Виконано
6	Оформлення демонстраційних матеріалів	24.12.24–03.01.25	Виконано
7	Проходження нормоконтролю та перевірки на академічний плагіат	05.01.25–16.01.25	Виконано
8	Отримання відгуку та рецензії	17.01.25–19.01.25	Виконано
9	Підготовка та захист кваліфікаційної роботи	24.01.25–29.01.25	Виконано

Дата видачі завдання 02 вересня 2024 р.

Здобувачка _____
(підпис)

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

РЕФЕРАТ

Пояснювальна записка кваліфікаційної роботи: 57 с., 21 рис., 4 табл., 3 додатки, 26 джерел.

ГІДРОГЕЛЬ, КОЕФІЦІЄНТ ЗАЛОМЛЕННЯ, КОНТАКТНА ЛІНЗА, ОРТОКЕРАТОЛОГІЧНА ЛІНЗА, РАДІУС, РОГІВКА, СИЛІКОН-ГІДРОГЕЛЬ.

Мета роботи – розрахунок товщини оптичної зони ортокератологічної контактної лінзи.

Метод дослідження – методи розрахунку геометричних параметрів контактних лінз.

У роботі були розглянуті різні види сучасних контактних лінз, проведений їх порівняльний аналіз а також проаналізовані матеріали з яких виготовляються контактні лінзи. Проведено огляд контролю якості виготовлення сучасних контактних лінз.

Запропонований відносно новий спосіб розрахунку параметра товщини ортокератологічних контактних лінз який базується на основі розрахунків геометричних параметрів жорстких контактних лінз. Даний метод дозволяє підвищити точність виготовлення лінз, а значить поліпшити її вплив на ступінь рефракції.

ABSTRACT

Explanatory note of attestation work: 57 p., 21 fig., 4 tab., 3 applications, 26 sources.

HYDROGEL, REFRACTION COEFFICIENT, CONTACT LENSES, ORTHOCERATOLOGY LENS, RADIUS, CORNER, SILICON-HYDROGEL.

The purpose of the work is to calculate the thickness of the optical zone of an orthokeratologic contact lens.

Research method - methods for calculating the geometric parameters of contact lenses.

In the work, various types of modern contact lenses were considered, their comparative analysis was made, and the materials from which contact lenses were made were analyzed. A review of the quality control of the manufacture of modern contact lenses.

The proposed relatively new way to calculate the thickness parameter of orthokeratologic contact lenses, which is based on the calculations of the geometric parameters of hard contact lenses. This method allows you to improve the accuracy of manufacturing lenses, and thus improve its effect on the degree of refraction.

ЗМІСТ

Вступ.....	7
1 Аналіз контактних лінз.....	8
1.1 Історія виникнення контактних лінз.....	8
1.2 Види матеріалів.....	11
1.3 Контроль якості контактних лінз.....	16
1.4 Види контактних лінз.....	18
1.5 Біонічні контактні лінзи.....	22
1.6 Кольорові контактні лінзи.....	24
1.7 Ортокератологічні лінзи.....	26
2 Дослідження параметрів жорсткої контактної лінзи.....	31
3 Розробка програмного забезпечення для розрахунку товщини лінзи.....	46
3.1 Основні компоненти бібліотеки Swing.....	46
3.2 Розробка алгоритму побудови та роботи програми.....	49
Висновки.....	54
Перелік джерел посилання.....	55
Додаток А Лістинг коду програми.....	58
Додаток Б Приклад розробки програми.....	60
Додаток В Демонстраційний матеріал.....	63

ВСТУП

Проблема сучасних контактних лінз полягає в основі матеріалу, з якого вони виготовлюються. У наш час жорсткі контактні лінзи не дуже часто використовуються, оскільки матеріал, з якого вони виготовлюються мають дуже малий коефіцієнт пропускання кисню, а також при їх застосуванні у людини виникають больові відчуття. У м'яких контактних лінз коефіцієнт пропускання кисню великий, але здатність утримувати вологу дуже мала, це призводить до того, що вони потребують додаткового зволоження за допомогою спеціальних крапель.

В наш час широко набули застосування ортокератологічні лінзи, принцип роботи яких полягає у зміні геометричної форми рогівки ока людини під час.

Таким чином, метою виконання даної кваліфікаційної роботи є:

- 1) проведення порівняльного аналізу розрахунків контактних лінз;
- 2) на основі проведеного порівняльного аналізу – розробка математичної моделі для розрахунку параметра товщини ортокератологічних контактної лінзи;
- 3) застосовуючи розроблену математичну модель для розрахунку, створення програми для точного і швидкого розрахунку товщини контактної лінзи.

Об'єктом дослідження є розрахунок товщини центральної частини ортокератологічних лінз.

Наукова новизна даної роботи полягає в тому, що запропонований відносно новий спосіб розрахунку параметра ортокератологічної контактної лінзи базується на основі розрахунків жорстких контактних лінз. Даний метод дозволяє підвищити точність виготовлення лінзи, а значить поліпшити її вплив на ступінь рефракції, а також скоротити час на розрахунок її геометричних параметрів.

1 АНАЛІЗ СУЧАСНИХ КОНТАКТНИХ ЛІНЗ

1.1 Історія виникнення контактних лінз

Першу контактну лінзу винайшов німецький вчений Фрідріх Мюллер в 1887 році. У одного із знайомих Мюллера не було повіки, і щоб допомогти страждальцю складув виготовив скляну сферичну лінзу (рис. 1.1) і помістив йому на око. Ця лінза захищали очі і запобігала втраті вологи. Хворий ходив з цією лінзою 20 років, а з віковою зміною зору він став помічати, що під лінзою око бачить краще. Після цього Мюллер став займатися виготовленням таких лінз, допомагаючи людям з дефектами зору. Ці лінзи представляли собою протези, які повторюють форму ока. Частина лінзи, яка прилягає до склери, була виконана з білого скла, а над зіницею з прозорого [1].



Рисунок 1.1 – Лінза Мюллера

До середини 50-х років 20 століття усі лінзи робили зі скла, причому вони мали схожі параметри, діаметр становив від 20 мм до 30 мм, а товщина від 1 мм до 2 мм. Ці лінзи закривали майже всю видиму частину ока, і склеру, і рогівку. Через це під ними накопичувалась велика кількість рідини, це викликало набряк оболонки рогівки, і больові відчуття у пацієнта. Після

того, як пацієнти знімали лінзи, їм доводилося тривалий час лікуватися, щоб відновити прозорість рогівки.

Подальший розвиток контактної корекції було направлено на поліпшення переносимості контактних лінз і пошуків нових матеріалів для їх виготовлення [2].

В 1940-х роках, замінивши собою лінзи зі скла і ставши справжнім проривом в офтальмології. Протягом багатьох років основним матеріалом, що застосовується при їх виробництві, був поліметилметакрилат, який практично не пропускав кисень до рогової оболонки ока. Незважаючи на цю обставину, попит не знижувався, купити жорсткі контактні лінзи (рис. 1.2) бажали багато людей, які страждають тими чи іншими порушеннями рефракції. Процес виробництва поступово удосконалювався, і нові моделі розроблялися вже на основі більш сучасних матеріалів.



Рисунок 1.2 – Жорсткі контактні лінзи

Серйозним проривом послужив той факт, що в 1947 році, Кевін Таухі створив першу контактну лінзу малого діаметру, вона закривала тільки

рогівку, а виконана була з пластика. Саме після цього контактна лінза стала такої форми, яка у неї є і зараз.

Новим словом при виробництві контактних лінз послужив винахід чеського вченого Отто Віхтерле в кінці п'ятдесятих років. Він винайшов прозорий стабільний полімер, який відмінно підходить для виробництва м'яких контактних лінз. Цей полімер мав здатність зберігати вологу і давати очам «дихати», і він не викликав набряку рогівки [3].

А з 1971 року винахід Віхтерле увійшов в основу для масового виробництва контактних лінз (рис.1.3), зробивши їх доступними для кожного.



Рисунок 1.3 – М'які контактні лінзи

З моменту появи м'яких контактних лінз було зроблено багато удосконалень в їх конструкції, методах виробництва, що дозволило зробити їх істотно тонкіше, поліпшити їх переносимість для пацієнтів і оптичні властивості.

Сучасні контактні лінзи є дуже тонкими, м'якими з прозорою мембраною, яка знаходиться на поверхні ока. Лінзи зроблені з інноваційною технологією, що дозволяє оку дихати, а самі лінзи залишаються вологими та зручними. Сьогодні зручні лінзи можуть носити не тільки короткозорі люди, а й люди з далекозорістю, астигматизмом і навіть пресбіопією.

1.2 Види матеріалів

Матеріали для контактних лінз отримують шляхом полімеризації мономерів в певних умовах в присутності ініціаторів. На початкових стадіях процесу утворюється рідкий предполімер, який поступово твердне, утворюючи полімер. Для м'яких контактних лінз зазвичай використовують слабо зшиті полімери (гелі).

Критерієм оцінки придатності нових матеріалів в контактній корекції зору може служити сукупність таких властивостей як оптична прозорість, біологічна інертність, хімічна і механічна стабільність, змочуваність, міцність, еластичність, підвищена кислородопроникність [4].

Так, головна вимога до полімерів, з яких виготовляються контактні лінзи – їх хімічна стабільність. Макромолекулярні ланцюги повинні бути складені з хімічно стабільних зв'язків, які не розпадаються в присутності сполук, вільно циркулюють в фізіологічному середовищі ока. При цьому уникають подвійних зв'язків в основному ланцюзі, які в присутності кисню та ультрафіолетового світла можуть утворювати нестабільні зв'язку з подальшим розпадом і зменшенням молекулярної маси полімеру.

Матеріали, використовувані в контактній корекції зору, повинні бути нетоксичні і неканцерогенними. Слід врахувати, що токсичний вплив полімерів на рогівку може виникнути як за рахунок функціональних груп самих полімерів, так і за рахунок домішок, добавок (залишковий мономер, залишки стабілізатора, ініціатора, пластифікатора і т. д.), наявних в матеріалах. Ці домішки можуть мігрувати з полімеру в навколишнє слізну рідину при довгому контакті і надавати токсичну дію.

Оптичні властивості полімерів для контактних лінз наступні: пропускання світла в діапазоні видимого спектру, тобто від 390 нм до 780 нм; показник заломлення полімеру близький до показника заломлення рогівки – 1,37 при 34 °С (полімери, що застосовуються в контактній корекції зору, зазвичай мають показник заломлення 1,35 – 1,52).

Важливою властивістю полімерних матеріалів для контактних лінз є змочуваність. Цей термін застосовується для опису необхідних енергетичних характеристик поверхні полімеру щодо його взаємодії, наприклад, з водою або слізної рідиною. Змочуваність багато в чому визначається поверхневий натяг речовин, тобто потенційної енергією на одиницю поверхні, інакше кажучи, силою тяжіння між молекулами речовини, що в свою чергу залежить від структури поверхні матеріалу. Змочуваність оцінюється за спеціальною методикою в градусах. При повній змочуваності рідина повністю розтікається по твердому речовині, і кут змочуваності дорівнює 0° ; при частковій змочуваності (кут дорівнює 70°) на твердій речовині рідина утворює півсферу (наприклад, вода на полимет-метакрилат); при відсутності змочуваності (кут дорівнює 150°) рідина утворює «кульку» на поверхні твердого тіла (наприклад, вода на гідрофобному силіконі).

Показано, що забруднення поверхні полімеру неминуче. Навіть в умовах високого вакууму «чиста» поверхня полімеру забруднюється приблизно за одну секунду. Протеїни, адсорбовані з слізної рідини на поверхні гідрофільного матеріалу, можуть змінювати (погіршувати) змочуваність полімеру.

Терміни «жорстка» і «м'яка» контактні лінзи указують, на основі яких полімерних матеріалів вони отримані: твердих або м'яких. Ці терміни пов'язані з певними фізико-механічними характеристиками матеріалів для контактних лінз. Для розгляду цих властивостей доцільно коротко вказати на фазові і фізичні стану полімерних систем.

Полімери можуть знаходитися в одному з двох фазових станів – кристалічному або аморфному. Кристалічному стану властивий певний порядок макромолекулярних ланцюгів і елементарних ланок: осі ланцюгів паралельні, елементарні ланки орієнтовані певним чином в просторі. У аморфному стані між макромолекулами і елементарними ланками подібний порядок відсутній, є невизначена орієнтація цих елементів (клубки, спіралі).

Полімери, як правило, не можуть бути повністю в кристалічній формі. Для кристалічних полімерів характерна зона упорядкованих ланцюжків макромолекул більш високої щільності, що складаються з кристалічною і аморфною фаз [5].

Відомі два основних фізичних стану аморфних полімерів: склоподібний і високоеластичний. При склоподібному стану полімери відзначаються коливальними рухами атомів, що входять в ланцюг макромолекули, щодо своїх осей. Коливальний рух і переміщення ланцюга, як єдиного цілого, практично відсутні.

У аморфних полімерів у високоеластичному (каучукоподібному) стані спостерігається коливальний рух ланок ("крутильні" коливання), внаслідок чого ланцюг набуває здатності згинатися. В'язкотекучий стан аморфних полімерів характеризується рухливістю всієї макромолекули в цілому.

При певній температурі відбувається перехід зі склоподібного стану у високоеластичний. Ця температура (T_c) називається температурою склування і є характеристикою структури полімеру. На температуру склування впливає ступінь зшивання і ступінь розгалуження полімеру. Значного зменшення температури склування можна досягти за рахунок пластифікації (набухання) склоподібного полімеру.

Полімери в склоподібному стані – тверді речовини. Вони мають високу механічну міцність і можуть застосовуватися для виготовлення жорстких контактних лінз (наприклад, матеріал РММА і його сополімери). У високоеластичному стані полімери гнучкі і еластичні. Їх можна використовувати для виготовлення м'яких контактних лінз (наприклад, гідрогель, силікони). Напівкристалічні полімери можуть служити матеріалом для виготовлення як жорстких, так і м'яких контактних лінз в залежності від ступеня кристалічності і термодинамічності стану аморфного компонента. Наприклад, каучукоподібні напівкристалічні тонкі пластинки низького ступеня кристалічності підходять для виготовлення м'яких контактних лінз, тоді як еластичні напівкристалічні пластинки з високим ступенем

кристалічності і склоподібні напівкристалічні полімери – для жорстких контактних лінз.

Ступінь кристалічності і температури термодинамічних переходів визначають по модулю пружності, який є мірою жорсткості матеріалу.

Іншим критерієм оцінки механічних властивостей є міцність на розрив, яка показує яке зусилля повинно бути докладено до матеріалу, щоб його розірвати. Чим більше цей параметр, тим міцніше і довговічніше матеріал. Коефіцієнт відносного подовження показує наскільки треба розтягнути зразок, щоб його розірвати. Чим вище цей критерій, то еластичнішою зразок.

Поліпшити механічні властивості кополімерів можна шляхом механічного змішування гомополімерів або сополімеризацією двох і більше мономерів. Механічні властивості кополімерів або сумішей будуть відрізнятися від властивостей відповідних гомополімерів.

Для виготовлення вітчизняних жорстких рогівкових контактних лінз методом точіння найбільш часто застосовували листової матеріал РММА марок СТЧ-1 і СТ-2.

Як уже зазначалося, труднощі адаптації та низька киснева проникність жорстких контактних лінз з матеріалу РММА стимулювали пошук матеріалів нового типу, що володіють кращою сумісністю з живою тканиною. В кінці 50-х років О. Wichterle і D. Lim синтезували такий матеріал – гідрогель – сополімеризацією 2-оксіетілметакрілата з дімі-такрілатом етиленгліколю (EGDMA). Зазначений полімер до гідратації є твердим матеріалом, але в набряклому стані він стає м'яким і еластичним. Через гідрогель легко дифундують різні іони і лікарські препарати.

Полімери для м'яких контактних лінз отримують на основі мономерів, що підрозділяються на іонні та неіонні. До іонних відносяться мономері, що несуть значний електричний заряд при дисоціації, до неіонних – нейтральні або слабкозаряджені мономері. Перший полімерний матеріал НЕМА для м'яких контактних лінз був отриманий з неіонного мономера-2-оксіетілметакрілата. Ці матеріали інертні, більш резистентні до відкладень.

Типовим іонним мономером, що мають електричний заряд, є, наприклад, акрилова кислота. Іонні полімери сильніше притягують білки з слізної рідини в порівнянні з неіонними, тобто вимагають великих зусиль при очищенні лінз.

Чим вищий вміст води в гідрогелі, тим більше пропускність кисню, молекули якого розчиняються у воді і перемішуються в полімері до рогівці. Для збільшення вмісту води в НЕМА додають різні мономери. Так, тетрафілкон виготовляють на основі НЕМА з додаванням N-вінілпіролідону (NVP) і метилметакрилату (ММА); всі мономери зшиті за допомогою дивинилбензола (DVB).

Наразі розроблені різні полімери для МКЛ без присутності НЕМА:

- крофілкон А (сополімер ММА і гліцерілметакрилата (GMA));
- лідофілкон А і В (сополімер ММА і NVP);
- атлафілкон А (в основі матеріалу – полівінілхлорид).

Оскільки киснева проникність в гідрогель зростає зі збільшенням вмісту вологи, були синтезовані сополімери, що володіють підвищеною гідрофільністю (наприклад, сополімери НЕМА з вінілпірролідон (VP) і іншими мономерами акрилового і вінілового рядів). Ці матеріали в рівноважному набряклому стані мають вологовміст від 50 % до 85 % і високу кисневу проникність.

У 1986 р. FDA (Федеральна комісія з медикаментів і харчових продуктів, США) запропонувала наступну, на сьогоднішній день загальновідому, класифікацію м'яких контактних лінз.

Група 1. Неіонні низькогідрофільні МКЛ (до 50 % води). М'які лінзи виготовляють з полімерів на основі НЕМА. Завдяки неіонній структурі вони менше схильні до відкладень. Найбільше застосування отримав полімакон, 38 % вологи (де НЕМА зшитий за допомогою EGDMA).

Група 2. Неіонні високогідрофільні МКЛ (більше 50 % води). Матеріали для цих МКЛ електрично нейтральні і, отже, більш стійкі до відкладень. Полімери цієї групи представляють собою сополімер NVP і

ММА, які забезпечують високий вміст вологи і часто використовуються для МКЛ планової заміни. Прикладом є альфафілкон А (66 % вмісту вологи), нелфілкон (69 % вмісту вологи), сурфілкон А (74 % вмісту вологи). Зазначені полімери застосовують фірми «Bausch & Lomb» (лінзи SofLens 66), «США Vision» (лінзи Focus Dailies), «Wesley Jessen» (лінзи Precision UV) і ін.

Група 3. Іонні нізкогідрофільніе МКЛ (до 50 % води). Лінзи цієї групи виготовляють з матеріалів на основі НЕМА з додаванням МА. Прикладом такого полімеру є фемфілкон, 38 % вмісту вологи. Зазначений матеріал використовує, наприклад, фірма «Wesley Jes» (лінзи DuraSoft 2). Однак через сильну здатності до відкладень лінзи цієї групи не отримали широкого застосування.

Група 4. Йонні високогідрофільніе МКЛ (більше 50 % води). Полімери цієї групи хімічно дуже активні, легко вступають в реакцію з різними розчинами, в результаті чого вони можуть пожовтіти, зіпсуватися при термічній обробці, знебарвитися при контакті з хімічними агентами в розчинах, на них швидше утворюються ліпідні і білкові відкладення. Прикладами таких полімерів є етафілкон А, 58 % вологи (фірма «Vistakon» – лінзи Acuvue, Surevue), віфілкон А, 55 % вологи (фірма «США Vision», лінзи серії Focus), фемфілкон А, 55 % вологи (фірма «Wesley Jessen», лінзи DuraSoft 3, Fresh Look Disposable, Fresh Look Colors), окуфілкон, 55 % вологи (фірма «Ocular Sciences Inc.», лінзи High Time 55).

1.3 Контроль якості контактних лінз

Контроль геометричних параметрів м'яких контактних лінз здійснюється на пристрої контролю м'яких лінз типу УКМЛ-1. Контролю підлягають наступні параметри:

- радіус кривизни внутрішньої оптичної поверхні;
- загальний діаметр лінзи;
- товщина лінзи по оптичній осі і по краю;

– різна товщина лінзи по краю.

Крім того, оцінюють чистоту сферичних поверхонь лінзи, сторонні вклучення та інші дефекти матеріалу лінзи, а також якість обробки крайової зони лінзи (табл. 1.1).

Таблиця 1.1 – Параметри контролю контактних лінз

Параметри	Значення	Допуски
Оптична сила лінз, дптр	0 ($\pm 8,0$)	$\pm 0,125$
	$\pm 9,0 \dots \pm 20,0$	$\pm 0,25$
	Понад 20,0	$\pm 0,5$
Загальний діаметр, мм	8,0–12,0	$\pm 0,1$
Радіус кривизни оптичної зони увігнутої поверхні, мм	4,5–9,0	$\pm 0,02$
Діаметр оптичної зони, мм	5,5–9,0	$\pm 0,1$
Центральна товщина, мм	0,1–0,55	$\pm 0,02$
Ширина краєвої фаски лінзи, мм	0,4	–
Радіус закругленого краю, мм	0,05–0,1	$\pm 0,05$
Товщина краю, мм	0,1–0,2	$\pm 0,05$
Шорсткість поверхні	ДСТ 2789-73	–
Чистота поверхні P1 – 10, P-20	14 клас ДСТ 11141-76	–

Перед вимірами необхідно приготувати фізіологічний розчин, пінцет, чисті серветки і очистний склад [6].

Лінзу за допомогою пінцета з м'якими браншами виймають з контейнера для зберігання і поміщають на предметне скло в лівій частині кювети, заповненої фізіологічним розчином. По зображенню на екрані визначають правильність положення лінзи. При необхідності коригують її положення таким чином, щоб вона стосувалася опори. Фокусуванням домагаються різкого зображення краю лінзи і шкали на предметному склі.

Візуально за шкалою визначають значення габаритного діаметра лінзи і її можливу асиметрію. Плавним перефокусуванням можна послідовно переглянути окремі ділянки поверхні лінзи та її крайової зони для виявлення відхилень.

Потім лінзу переміщують в праву частину кювети і симетрично розташовують її на опорі у вигляді порожнього циліндра. Переміщається всередині нього вимірювальним штоком. Спостереження ведуть на екрані

проектора. Плавно повертаючи рукоятку шкали вимірювання радіуса, пов'язану зі штоком, переміщують шток до моменту торкання його з внутрішньою поверхнею лінзи. За шкалою визначають значення радіуса кривизни.

Не зраджуючи положення лінзи і штока, поєднують зображення вершини зовнішньої поверхні лінзи з початком шкали вимірювання товщини на екрані проектора. Потім лінзу виймають з кювети і перекладають в контейнер, а відстань від початку шкали до вершини штока вкаже на товщину лінзи по центру [7].

Нижче приведена послідовність операцій, які рекомендуються при остаточному контролі; прилади, необхідні для їх проведення, а також вимоги до точності вимірювання окремих параметрів лінзи (табл. 1.2).

Таблиця 1.2 – Послідовність операцій контролю контактних лінз

Вид контролю	Тип приладу	Вимоги до точності вимірювань і оцінка якості
Радіус кривизни оптичної зони	Офтальмометр радіусоскоп	$\pm 0,01$ мм
Астигматизм увігнутої поверхні оптичної зони	Офтальмометр Радіусоскоп лупа $5^x \dots 10^x$	$\pm 0,01$ мм Перевірка наявності дефектів поверхні
Задня вершинна рефракція	Діоптриметр	$\pm 0,125$ дптр при F'_v менше ± 12 дптр $\pm 0,25$ дптр при F'_v більше ± 12 дптр
Якість оптики	Діоптриметр	Розмитість ліній маркування не більше їх ширини
Загальний діаметр лінзи	У-образна лінійка, лупа вимірювальна	$\pm 0,1$ мм
Діаметр оптичної зони	Мікроскоп бінокулярний МБС-9 або лупа вимірювальна	$\pm 0,2$ мм
Товщина лінзи по осі і по краю (0,4 мм від його краю)	Індикаторний товщиномір	$\pm 0,02$ мм

1.4 Види контактних лінз

Контактні лінзи поділяються на різні види в залежності від їх призначення, матеріалу, режиму носіння та терміну заміни, лінзи бувають жорсткі та м'які (рис. 1.4).

Жорсткі контактні лінзи:

- газопроникні;
- газонепроникні.

М'які контактні лінзи:

- гідрогелеві лінзи відрізняються високим вмістом води, а також підвищеною гладкістю, пружністю та еластичністю;
- силікон-гідрогелеві лінзи мають високу кисневу проникність та прекрасно тримають форму [8].



Рисунок 1.4 – Жорсткі та м'які контактні лінзи

Жорсткі контактні лінзи застосовуються, в основному, для корекції зору в складних випадках (наприклад, при високих ступенях астигматизму, при неправильному астигматизмі, при кератоконусе) і в ортокератології.

Сама лінза мала порівняно невеликий розмір. Недоліком таких лінз було відсутність газообміну. Доступ кисню до рогівці здійснювався лише за рахунок рухливості і малого розміру такого засобу корекції. Жорсткі газопроникні контактні лінзи виготовляють з фтор-силіконових сполук. Завдяки цьому лінзи мають хорошу кислородопроникність. Варто відзначити, що вони досить комфортні, виготовляють їх індивідуально, виробляють точну підгонку для конкретного пацієнта.

Переваги жорсткої контактної лінзи:

- максимально стабільне зображення (щільний матеріал добре зберігає форму);
- жорстка контактна лінза менше пошкоджується, ніж м'які (їх складніше пошкодити, неможливо надіти зворотною стороною, так як вони не вивертаються);
- жорстка контактна лінза більш стійкі до різних відкладень на своїй поверхні (білки і ліпіди не так активно накопичуються на жорсткій лінзі, за рахунок цього термін комфортного використання збільшується);
- діаметр жорстких контактних лінз досить маленький, він менше діаметра рогівки (це дає можливість очам більше збагачуватися киснем, а слезообмен вище);
- в складі жорстких лінз немає води (такі контактні лінзи не пересушують в умовах сухого повітря, носій ЖКЛ набагато менше користується зволожувальними краплями);
- жорсткі лінзи економічно вигідні (якщо доглядати за ними строго з урахуванням всіх правил, термін їх служби буде довгим).

Процес звикання до нових жорстких лінз в середньому може затягнутися від 7 днів до 14 днів, а часом ще довше. Поступово дискомфорт проходить, носій звикає до нових оптичних приладів. Але якщо лінзи зняти, і зробити перерву хоча б на кілька днів, вам знову доведеться проходити всі муки адаптаційного періоду.

Ще одним вагомим недоліком жорсткої корекції зору офтальмологи вважають те, що дуже часто після використання жорстких контактних лінз пацієнт, надівши окуляри, не отримує потрібної корекції. В такому випадку зір досить низький, а зображення нечітке. Це пояснюється тим, що жорстких контактних лінз при тривалому використанні частково спотворюють форму рогівки ока. Згодом первісна форма повертається. Але часто пацієнти, не бажаючи випробувати такий дискомфорт, повністю відмовляються від жорстких контактних лінз.

На сьогоднішній день фахівці пропонують сучасні жорсткі газопроникні контактні лінзи. Вони мають широкий діапазон рефракції від -25 дптр до $+25$ дптр. Використання сучасного матеріалу забезпечує достатнє надходження кисню до ока. При цьому товщина таких лінз мало чим відрізняється від відповідних параметрів м'яких виробів для корекції зору.

Відзначають, що газопроникні жорсткі лінзи менш схильні до деформації, знімання, із-за того, що їх діаметр трохи менше, ніж у м'яких лінзах, такі вироби залишають відкритою периферійну зону рогівки. Це, в свою чергу, не порушує процес сльозобміну. Також вони більш стійкі до білкових відкладень, тому термін безпечної експлуатації зростає. Так як в складі повністю відсутня вода, жорсткі лінзи не можуть висохнути, пацієнт не потребує використання спеціальних зволожуючих крапель. Важливо відзначити і їх економічність: показанням до заміни служить лише зміна гостроти зору. При астигматизмі також показано жорсткі контактні лінзи. Відгуки пацієнтів свідчать про те, що корекція м'якими лінзами в даному випадку досить скрутна, єдиний варіант – використання жорстких виробів.

Першими були гідрогелеві лінзи – дійсно дуже м'які, гідрофільні і зручно вбудовуються у слізну плівку ока. Такі лінзи дуже комфортні при носінні, але мають певні недоліки. Відомо, що для нормальної життєдіяльності позбавлена судин рогівка ока повинна мати прямий доступ до кисню з повітря. У цьому випадку кисень до рогівки надходить тільки за допомогою слізної рідини, регулярно оновлюваної при морганні. Гідрофільна гідрогелева лінза перешкоджає і вільному доступу повітря до рогівки, і оновленню слізної рідини. З цих причин, незважаючи на неперевершене почуття комфорту, для очей тривало носити такі м'яких контактних лінзи не рекомендується.

У силікон-гідрогелевих більш висока газопроникність досягається за рахунок особливої структури силікону, який через свою внутрішню структуру пропускає молекули кисню з навколишнього середовища до ока.

Однак у силікону є й недоліки: він володіє високою гідрофобністю (вологовідштовхувальними властивостями) і високим модулем пружності.

Усі лінзи з м'яких матеріалів мають ряд особливостей, за якими їх індивідуально підбирають кожному пацієнтові [9].

МКЛ добре повторюють форму очного яблука, що впливає на гостроту зору і здатність добре бачити периферичним зором (це одно з головних переваг м'якої корекції надочною).

М'які лінзи можуть відрізнятися за різними ознаками:

а) термін носіння: денний, пролонгований, безперервний;

б) термін заміни: щоденний, 2 тижні, 1 місяць, кварталний, півроку, до 9 місяців;

в) призначення: корекція далекозорості, короткозорості, астигматизму.

Переваги м'яких контактних лінз:

– МКЛ можна підібрати залежно від індивідуальних потреб кожного пацієнта;

– їх можна використати на постійній основі, а також в якості заміни окулярів (час від часу);

– МКЛ дозволяють людям без труднощів займатися усіма видами спорту, активно відпочивати, водити автомобіль, не переживаючи за якість зору;

– догляд за сучасними м'якими контактними лінзами дуже простий (досить дотримуватися основних правил гігієни, вчасно міняти лінзи, аксесуари, розчини і ферментні очисники).

1.5 Біонічні контактні лінзи

У наш час майже доведений до випуску дослідних зразків новий тип лінз, які отримали назву «Біонічні контактні лінзи» (рис. 1.5). Звичайно це буде наступний крок в еволюції контактних лінз, адже до складу лінзи будуть включені понад малі електронні схеми. Але як і з сучасними лінзами, біонічні

лінзи будуть як медичного характеру (корекція зору), так і розважально-професійного характеру (електронний дисплей в оці). У випадку з медичним характером застосування, електронікою навіть можна буде «підправити» дефекти лінзи (через неточного зняття топографії очей пацієнта) [10].

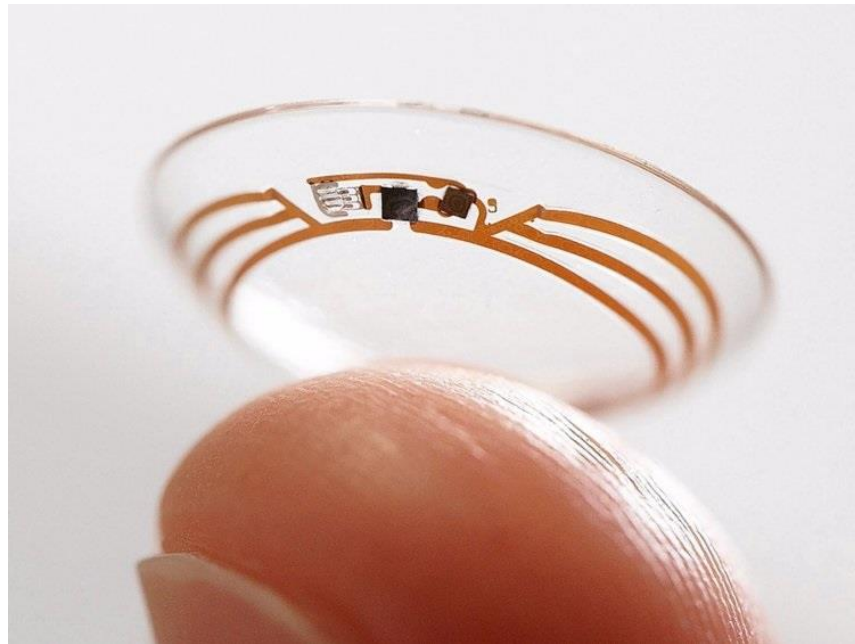


Рисунок 1.5 – Біонічна контактна лінза

Але виробництво біонічних лінз також потребують принципово нового підходу до їх виробництва. Якщо з самими лінзами методи виробництва вже відпрацьовані, то з електронною начинкою складніше. На першому етапі виготовляють електронні схеми зібрані з металевих пластинок товщиною в кілька нанометрів. З іншого боку світлодіоди плануються товщиною всього в одну третину міліметра, і нанести їх пінцетом явно буде не просто, тому їх «порошком» напилюють на поверхню лінзи. Для розміщення настільки мініатюрних складових застосовується метод, названий мікрофабрикація.

Ці лінзи містять біосумісні матеріали, які не завдають такої шкоди, і вирішують за один раз вирішити такі проблеми, як короткозорість,

далекозорість, астигматизм, пресбіопія. Оскільки для цього потрібно всього лише 1/100 енергії в порівнянні з попередніми моделями [11].

Процедура включає в себе заміну природної лінзи на звичайну електромеханічну лінзу, яку можна зробити за індивідуальним перевагам. Це досягається шляхом ін'єкції фізіологічного розчину безпосередньо в око через крихітний розріз 2,7 мм і залишається близько 10 с. Пристрій також допомагає автоматично регулювати в очах м'язовий рух, який змінює кривизну і фокусування, у міру необхідності. Процес схожий на операцію з видалення катаракти.

На жаль, до кінцевого результату ще далеко. Зараз завершена стадія пошуку матеріалів які не будуть дратувати очей користувача, а також вивчається сам факт безпосереднього знаходження випромінювання світлодіода на поверхні ока. Про вартість такої «новинки» говорити теж поки рано, але ясно, що перші прототипи будуть досить дорогі.

1.6 Кольорові контактні лінзи

Кольорові контактні лінзи – це прекрасний спосіб змінити імідж або приховати косметичні дефекти очей (рис. 1.6). Але далеко не всі пофарбовані контактні лінзи здатні зробити це. Існує кілька типів кольорових контактних лінз в залежності від їх призначення:

- допомагають справитися з так званім більмом – дефектом, який доставляє жінкам чимало переживань. Лінза, що імітує чорну зіницю, приховує цей недолік [12].

- справляються з проявами хвороб, при яких відсутня частина райдужної оболонки або змінений колір одного з секторів райдужної оболонки. При цьому захворюванні спеціальна лінза з намальованою радужкою не тільки «маскує», а й покращує якість зору;

– застосовуються при непереносимості оком сонячних променів. Такі лінзи набагато надійніше захищають очі від шкідливих випромінювань, ніж окуляри з затемненим склом;

– до допомоги кольорових лінз вдаються при амбліопії («ледаче око»), щоб забезпечити зорове навантаження хворому оку. Набагато зручніше «закрити» око лінзою, що перешкоджає надходженню світла, ніж по-старому заклеювати скло на окулярах.

Всі кольорові контактні лінзи діляться на дві групи:

- напівпрозорі тоновані або «підсилюючи »;
- непрозорі.

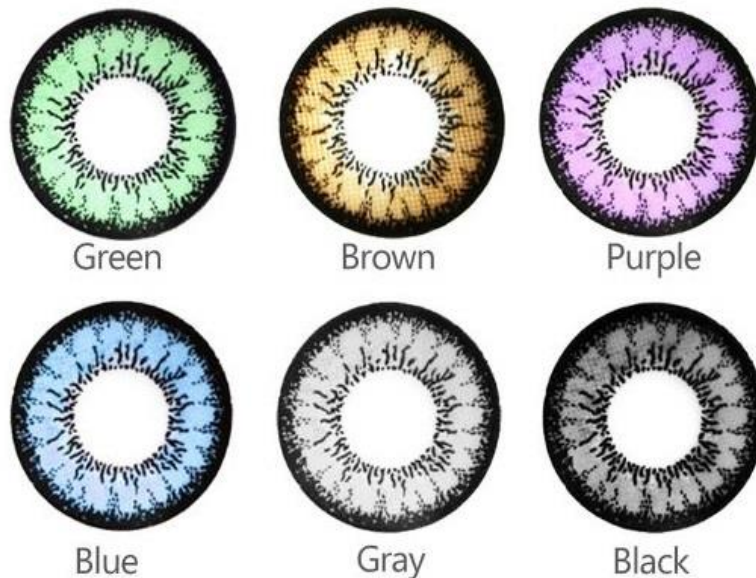


Рисунок 1.6 – Кольорові контактні лінзи

До першої групи належать тоновані лінзи, які ще називають засобами відтінків. Вони мають слабе забарвлення і надають більш насичений відтінок природному кольору райдужної оболонки світлих очей. Зелені очі можна перетворити в бірюзові, блакитні – у сині. Але за допомогою таких лінз вам не вдасться карі очі «поміняти» на блакитні або з синіх зробити зелені. Засоби відтінків лінзи мають однорідну слабку забарвлення по всій

поверхні лінзи, крім периферичної частини, яка залишається прозорою для того, щоб не було видно краю лінзи на тлі склери. Таким чином, діаметр забарвленої зони трохи менше діаметра самої лінзи.

Друга група – непрозорі лінзи – здатна зробити диво. Такі лінзи – яскраві, щільні і інтенсивні за кольором – міняють будь-які очі. З огляду на поглинання світла фарбниками зона зіниці в таких лінзах залишається прозорою для забезпечення нормального зору. Найбільш природний вигляд виходить, коли на лінзі «намальована» райдужка людського ока з її кольорними переливами і темним обідком. В таких лінзах з обідком очі виглядають найпривабливішими і виразними. Засоби відтінків лінзи адресовані яснооким. Вони надають більш яскравий, насичений і соковитий колір очам, але практично не в силах змінити колір темних очей. Непрозорі лінзи змінять колір будь-яких очей, навіть найтемніших.

1.7 Ортокератологічні лінзи

Метод корекції зору за допомогою ортокератологічних лінз паргон був сертифікований в 2002 році в США (FDA approval) і країнах об'єднаної Європи (PE). Протягом трьох років фахівці проводили клінічні випробування, які дозволили довести повну безпеку застосування лінз Paragon. Такі ортокератологічні лінзи можуть бути рекомендовані пацієнтам з шестирічного віку [13].

Ортокератологія – це сучасний метод тимчасової корекції аномалій рефракції: короткозорості та астигматизму, за допомогою планового застосування жорстких газопроникних контактних лінз, які використовуються під час сну і, за допомогою запрограмованої перебудови епітелію рогівки, покращують гостроту зору.

Механізм виправлення короткозорості при ортокератології – це перерозподіл (за останніми даними ущільнення самих клітин, а не перерозподіл) клітин епітелію рогівки під дією ОК-лінзи (рис. 1.7). Однак за

рахунок особливої конструкції і форми зворотної геометрії протягом сну, поки ви спите, лінзи м'яко впливають на форму рогівки. Гідравлічні сили під лінзою через слізний шар впливають на епітеліальні (поверхневі) клітини рогівки. Ті, в свою чергу, поступово стають більш щільними в центрі і збільшуються на периферії рогівки. Цим створюється дозоване сплюснення в центрі і деяке збільшення кривизни рогівки навколо оптичної зони. Нормальна анатомія рогівки і цілісність її шарів при цьому не порушуються.

Зміни настільки малі (від 10 мк до 30 мк), що виявити їх може тільки спеціальна апаратура (кератотопограф). Однак цих змін досить для того, щоб добре бачити весь день без окулярів і контактних лінз [14].

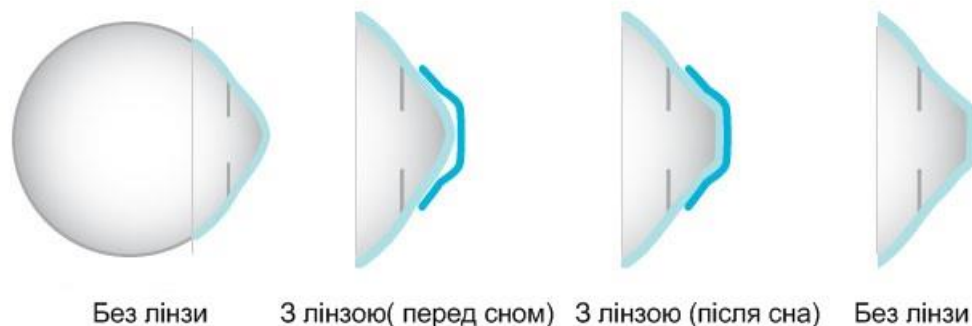


Рисунок 1.7 – Схема зміни профілю рогівки

Поширена помилка, ніби ОК-лінза тисне на рогівку і за рахунок цього ущільнює її. Насправді, під лінзою завжди є тонкий шар слюзи, і немає безпосереднього контакту лінзи з епітелієм рогівки. В іншому випадку неминуче виникне кератит.

Сучасний матеріал газопроникних лінз – це складний композит: очищений флюоро-силіконо-акрілат. Кожен з матеріалів забезпечує свою функцію: флюор – додаткову міцність, Силікон – кислородопроникність, ступінь якої дуже залежить від присутності баластів в з'єднанні. Природно, що для того, щоб забезпечити більшу кисневу проникність, необхідно підвищувати зміст силікона в матеріалі. Оскільки силікон – м'який матеріал,

то забезпечити необхідну жорсткість можна тільки підвищенням вмісту флюориту або акрилу. Це робить лінзу товстою і позбавляє її поверхні гармонійності. Компанія Paragon протягом майже 10 років займалася розробкою матеріалів з високим ступенем очищення силікону від баластів (при цьому тричі дослідження проводилися в умовах невагомості на супутниках шатл) і створила матеріал пафлюфкон з оптимальним співвідношенням флюориту і високоочищеного силікону з кислородопроникністю 140 ISO-Fatt). Пафлюфкон, розроблений на основі мембранних технологій, містить мінімальну кількість вивільненого від баластів, що затримують кисень силікону. Через це лінза при високій жорсткості дуже тонка, що дало можливість гармонізувати її поверхні, розділивши функції – передню оптичну і задню (внутрішню) активну. Очевидно, також, що чим тонше лінза, тим більше її кислородопроникність.

Показання:

- пацієнти у віці від 7 до 40 років з короткозорістю до -6 дптр і астигматизмом до $-1,5$ дптр. Це відносні свідчення, так як у деяких пацієнтів можна домогтися відмінного зору і при більш високій короткозорості;
- прогресуючий характер міопії у дітей і підлітків;
- дорослі пацієнти з короткозорістю, яким із суб'єктивних та об'єктивних обставин виконання рефракційної операції неможливо;
- дорослі пацієнти з короткозорістю, яким за професійними показниками не можна носити окуляри і контактні лінзи: військові, спортсмени, водії, працівники в задимлених або з високим рівнем запилення

Протипоказання:

- запальні захворювання рогівки і кон'юнктиви: кератити, кон'юнктивіти;
- кератоконус і кератоглобус;
- синдром сухого ока;
- рогівковий астигматизм більше $1,75$ дптр;

– хронічні запальні захворювання повік (блефарити, мейбомеїти, халязіони).

Необхідно визнати той факт, що при відкритих очах у ОК-лінзах менш зручно, ніж в м'яких контактних лінзах. Багато на початку носіння ОК-лінз відзначають відчуття чужорідного тіла в оці, «як ніби потрапила вія в око, тільки не ріже». Це пов'язано з певним дизайном краю нічних лінз і мигальними рухами. Але вся хитрість полягає в тому, що ОК-лінзи призначені для нічного використання. Під час сну немає мигальних рухів, а, значить, немає і ніяких негативних відчуттів [15].

Контактні лінзи мають столітню історію виготовлення, напруязі якої вони притерпіли багатьох змін адже їх переваги над очковими лінзами, спостерігалися майже відразу, після їх винайдення.

Сучасні м'які контактні лінзи, які повністю зайняли найбільшу частину ринку, виготовляються із двох матеріалів гідрогеля та силікон-гідрогеля.

Силікон-гідрогелеві контактні лінзи мають значну перевагу перед гідрогелевими лінзами а саме:

- мають більший термін носіння;
- мають більший коефіцієнт пропускання кисню.

Але не зважаючи на це у силікон-гідрогелевих лінз є істотній недолік, вони пересихають у закритих приміщеннях.

Тому вдосконалення матеріалів з якого виготовляються сучасні контактні лінзи є основним завданням для виробників.

У цьому розділі роботи, розглянута історія виникнення контактних лінз від їх винаходу до сучасних днів. Проведено порівняльний аналіз сучасних контактних лінз, матеріалу, який застосовується для їх виготовлення, а також послідовність операцій контролю якості при їх виготовленні.

На сьогоднішній день розроблена сучасна жорстка контактна лінза – ортокератологічна, яка під час сну має механічний вплив на рогівку ока, при цьому остання змінює свою форму, що призводить до кращої рефракції ока, а отже до кращої видимості зображення. Дана лінза розроблена на основі

поліпшеного газонепроникного матеріалу, а також, як зазначалося вище, має новий спосіб застосування.

Ступінь рефракції, який набуває око під час нічного сну з ортокератолічною лінзою, сильно залежить від її геометричних параметрів, а саме від товщини лінзи а також радіуса оптичної зони.

Сучасні оптичні верстати можуть виготовляти лінзи з точністю до мікрометрів, але не мало важливим параметром слугує розрахунок геометричних параметрів на основі яких і виготовляються лінзи.

2 ДОСЛІДЖЕННЯ ПАРАМЕТРІВ ЖОРСТКОЇ КОНТАКТНОЇ ЛІНЗИ

Жорсткі рогівкові контактні лінзи мають форму меніска з двома поверхнями: внутрішньої, яка прилягає до передньої поверхні рогівки, і зовнішньої, зверненої до повіки (рис. 2.1). На внутрішній поверхні виділяють три функціонально різні зони: оптичну, крайову і зону ковзання [16].

Оптична зона (d) є центральною, як правило сферичною і забезпечує коригуючий ефект контактної лінзи.

Крайова зона (R_k) (шириною близько 0,4 мм) є перехідною від внутрішньої поверхні лінзи до зовнішньої і має певну форму, що забезпечує максимальну дію сил, що утримують лінзу на оці і обмін слізної рідини в подлінзовом просторі. У крайовій зоні формується слізний меніск, завдяки якому виникають сили поверхневого натягу, що центрують лінзу на рогівці.

Зона ковзання (R_1, R_2) є проміжною між оптичною і крайовою зонами, її ширина від 1,0 мм до 2,0 мм. Оптимальна відповідність зони ковзання певної ділянки поверхні рогівки є умовою успішної адаптації контактної лінзи і, зокрема, забезпечує збереження в цій області безперервного шару слізної рідини, що оберігає рогівку від пошкодження під час руху лінзи. Для досягнення найбільшої відповідності контактної лінзи поверхні рогівки і рівномірного розподілу тиску лінзи на рогівку, зона ковзання виготовляється асферичною.

За формою внутрішньої поверхні розрізняють:

- осесиметричні лінзи з асферичною або многорадіусною зоною ковзання і сферичною оптичною зоною;
- сфероторичні лінзи, що мають центральну сферичну поверхню і торичну поверхню в зоні ковзання;
- центральноторичні лінзи, які мають в оптичній зоні і на периферії торичну поверхню.

Для розрахунку контактної лінзи по фотокератометрії треба виміряти діаметри 5, 9 і 13 кілець на лінії плоского меридіана і діаметр 5-го кільця крутого меридіана.

По таблиці визначити асферичність і розрахувати характеристичний радіус рогівки, який необхідний для вибору базового радіусу контактної лінзи. З таблиць технологічних і контрольних параметрів знайти технологічні параметри індивідуальної контактної лінзи (табл. 2.1).

Для визначення параметрів контактної лінзи методом офтальмометрії необхідно:

- виміряти на офтальмометрі (кератометрії) радіус рогівки в плоскому і крутому меридіані;
- визначити торичність і конструкцію лінзи;
- розрахувати середній офтальмометричний радіус рогівки;
- з пробного набору контактних лінз вибирається відповідна лінза і оцінюється її «посадка» на рогівці;
- уточнюється базовий радіус, асферичність і діаметр.

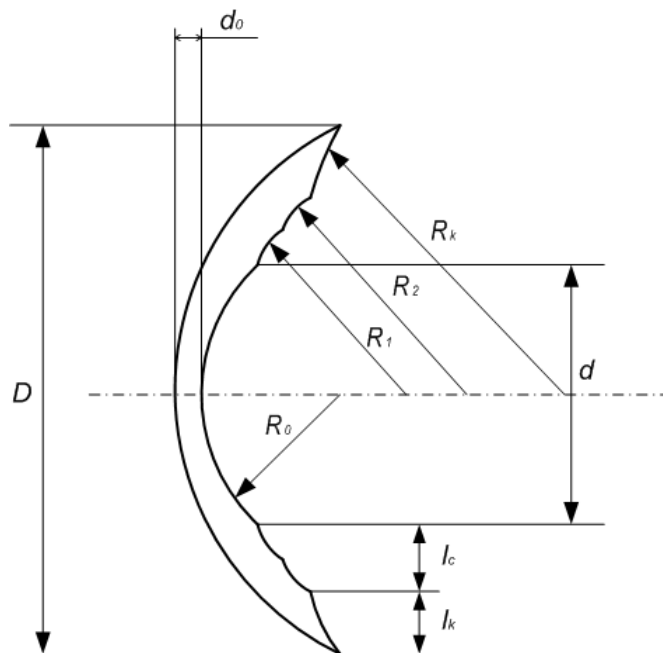


Рисунок 2.1 – Конструкція роговидної жорсткої контактної лінзи

На рисунку вказані наступні величини: D – загальний діаметр лінзи; d – діаметр оптичної зони; R_0 – радіус оптичної зони; R_1, R_2 – радіуси зони ковзання; R_k – радіус крайової зони; l_k – ширина крайової зони; l_c – ширина зони ковзання.

Таблиця 2.1 – Параметри жорстких рогівкових контактних лінз

Параметри	Значення, мм	Допуски, мм
Оптична сила, дптр	від 0 до $\pm 8,0$	$\pm 0,125$
	від ± 9 до $\pm 20,0$	$\pm 0,25$
	Понад $- 20,0$	$\pm 0,5$
Діаметр загальний, мм	8,0–12,0	$\pm 0,1$
Радіус оптичний, мм	4,5–9,0	$\pm 0,02$
Діаметр оптичний, мм	5,5–9,0	$\pm 0,1$
Товщина по центру, мм	0,1–0,55	$\pm 0,02$
Радіус заокруглення краю, мм	0,05–0,1	$\pm 0,05$
Товщина краю, мм	0,1–0,2	$\pm 0,05$

Розрахунок жорстких рогівкових контактних лінз за даними фотокератометрії [17].

Фотокератометричні показники варіюють в певних межах (вказані номери корнеальних радіусів відповідних концентричних кіл, починаючи з центрального R_1 і закінчуючи периферичних R_{13}):

- центральні радіуси коливаються в межах: для R_1 від 6,9 мм до 8,6 мм;
- периферичні радіуси варіюються для R_9 і R_{13} від 7,1 мм до 9,9 мм;
- центральна асферичність (R_9-R_5) не перевищує 0,3 мм, а периферична ($R_{13}-R_9$) – не більше 1,0 мм

За даними фотокератометрії, тобто за певними діаметрами 5-го, 9-го і 13-го кілець, розраховують координатно-осьові радіуси рогівки (рис. 2.2).

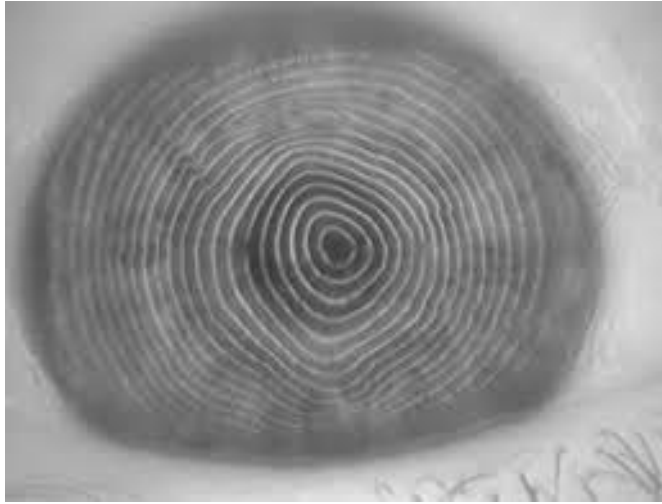


Рисунок 2.2 – Схематичне зображення фотокератометричних кілець

Діаметри кілець ділять на подвійний коефіцієнт тарировки (K), який вибирають з паспорта фотокератометра 0,0494; 0,086; 1,096:

$$R_5 = \frac{D_5}{2K_5}, \quad (2.1)$$

$$r_5 = \frac{d_5}{2K_5}, \quad (2.2)$$

$$R_9 = \frac{D_9}{2K_9}, \quad (2.3)$$

$$R_{13} = \frac{D_{13}}{2K_{13}}, \quad (2.4)$$

де D – діаметр кілець;

K – коефіцієнт тарировки.

Для визначення конструкції лінзи, розраховуються наступні три параметри:

$$T = R_5 - r_5, \quad (2.5)$$

де T – конструкція лінзи;

R_5 – радіуси рогівки плоского п'ятого діаметра кільця;

r_5 – радіуси роگیвки крутого п'ятого діаметра кільця.

Якщо різниця п'ятого плоского меридіану та п'ятого крутого меридіану менше 0,35 мм, то конструкція лінзи осесиметрична $(R_5 - r_5) < 0,35$ мм.

Якщо різниця п'ятого плоского меридіану та восьмого крутого меридіану менше 0,8 мм та більше 0,35 мм, то конструкція лінзи сфероторична $-0,35 < (R_5 - r_8) < 0,8$ мм.

Якщо різниця п'ятого плоского меридіану та восьмого крутого меридіану більше 0,8 мм, то конструкція лінзи центральноторична $(R_5 - r_8) > 0,8$ мм.

Визначимо асферичність в центрі і на периферії:

$$A_{ц} = (R_9 - r_5), \quad (2.6)$$

де $A_{ц}$ – асферичність в центрі;

R_9 – радіуси роگیвки плоского дев'ятого діаметра кільця;

r_5 – радіуси роگیвки крутого п'ятого діаметра кільця.

$$A_n = (R_{13} - r_9), \quad (2.7)$$

де A_n – асферичність на периферії;

R_{13} – радіуси роگیвки плоского тринадцятого діаметра кільця;

r_9 – радіуси роگیвки крутого дев'ятого діаметра кільця.

З таблиці 2.2 визначимо поправку до характеристичного радіусу (D) і ступінь асферичності на перетині рядка $(R_{13} - r_9)$ і стовпці $(R_9 - r_5)$: якщо $(R_9 - r_5) > 0,25$ вибирають стовпець 0,25.

Розрахунок характеристичного радіусу роگیвки:

$$R_x = 0,7R_5 + 0,3r_5 + \Delta, \quad (2.8)$$

де R_x – характеристичний радіус;

R_5 – радіуси роگیвки плоского п'ятого діаметра кільця;

r_5 – радіуси рогівки крутого п'ятого діаметра кільця;

Δ – асферичності поверхні рогівки.

Таблиця 2.2 – Визначення асферичності поверхні рогівки

$R_{13} - R_9$	$R_9 - R_5$					Ступінь асферичності
	0,05	0,10	0,15	0,20	0,25	
0,20	-0,04	-0,05	-0,06	-0,07	-0,08	I
0,25	-0,02	-0,08	-0,05	-0,06	-0,07	
0,3	-0,01	-0,02	-0,03	-0,04	-0,05	
0,35	0,02	-0,01	-0,02	-0,03	-0,04	II
0,40	0,01	0,01	-0,05	-0,06	-0,07	
0,45	0,00	-0,02	-0,03	-0,04	-0,06	
0,5	0,02	-0,01	-0,02	-0,03	-0,04	
0,55	0,03	0,01	-0,01	-0,02	-0,03	
0,6	-0,01	0,02	0,01	-0,05	-0,07	III
0,65	0,01	-0,02	-0,03	-0,04	-0,05	
0,7	0,02	0,00	-0,02	-0,03	-0,04	
0,75	0,03	0,01	0,00	-0,01	-0,02	
0,8	0,05	0,02	0,01	0,00	-0,01	
0,85	-0,01	0,04	-0,05	-0,06	-0,07	IV
0,9	0,00	-0,02	-0,04	-0,05	-0,06	
0,95	0,01	-0,01	-0,02	-0,03	-0,05	
1,00	0,03	0,00	-0,01	-0,02	-0,03	
1,05	0,04	0,02	0,01	-0,01	-0,02	
1,10	0,06	0,03	0,02	0,01	0,00	
1,15	0,07	0,04	0,03	0,02	0,01	

За величиною характеристичного радіуса, знаючи ступінь асферичності, загальний діаметр і діаметр оптичної зони з таблиць технологічних і контрольних параметрів вибирають технологічні параметри, за якими виточують контактну лінзу [18].

Для контактної лінзи, як і для будь-якої лінзи, яка знаходиться в повітрі, діє така формула зв'язку рефракції лінзи з конструктивними параметрами.

$$\frac{1}{f} = (n - 1) \left(\frac{1}{R_1} - \frac{1}{R_2} \right) - \frac{(n - 1)^2 \cdot d}{n \cdot R_1 \cdot R_2}, \quad (2.9)$$

де R_1 – радіус зовнішньої (опуклої поверхні);

R_2 – радіус внутрішньої поверхні дорівнює R_0 ;

d – товщина лінзи по осі t_0 ;

n – показник заломлення матеріалу лінзи.

Радіус опуклої поверхні розраховують за формулою:

$$R_1 = \frac{1}{\frac{F_v}{(n-1) \cdot 10^3} + \frac{1}{R_2}} + \frac{d_0 \cdot (n - 1)}{n}, \quad (2.10)$$

де F_v – оптичний фокус лінзи;

R_2 – радіус внутрішньої поверхні R_0 ;

d – товщина лінзи по осі t_0 ;

n – показник заломлення матеріалу лінзи.

За даними офтальмометрії були визначені радіуси рогівки (R і r) в двох перетинах – 0° і 90° і розрахована торичність рогівки:

$$T = R - r, \quad (2.11)$$

де T – торичність рогівки;

R – радіуси рогівки плоского діаметра кільця;

r – радіуси рогівки крутого діаметра кільця.

При торичності рогівки від 0,4 мм до 0,8 мм вибирають певну конструкцію сфероторической лінзи.

Якщо різниця плоского меридіану та крутого меридіану менше 0,4 мм та більше 0,6 мм, то тип Т4 $0,4 < (R - r) < 0,6$ мм.

Якщо різниця плоского меридіану та крутого меридіану менше 0,4 мм та більше 0,8 мм, то тип Т6 $0,6 < (R - r) > 0,8$ мм.

Якщо обраний тип лінзи Т4:

– визначають середній офтальмометричний радіус:

$$R_{cp} = \frac{R + r}{2}, \quad (2.12)$$

де R_{cp} – середній радіус;

R – радіуси рогівки плоского діаметра кільця;

r – радіуси рогівки крутого діаметра кільця.

– визначають параметри торичних фасок, де $R_2 = R_{cp}$:

$$R_t = R_2 + 0,4, \quad (2.13)$$

де R_t – радіус торичних фасок;

R_2 – середнє офтальмометричний радіус R_{cp} :

$$r_t = R_2 + 0,2, \quad (2.14)$$

де r_t – радіус торичних фасок;

R_2 – середнє офтальмометричний радіус R_{cp} .

Радіус опуклої поверхні ока розраховують за формулою:

$$R_1 = \frac{1}{\frac{F_v}{(n-1) \cdot 10^3} + \frac{1}{R_2}} + \frac{d_0 \cdot (n-1)}{n}, \quad (2.15)$$

де F_v – оптичний фокус лінзи;

R_2 – середнє офтальмометричний радіус R_{cp} ;

d – товщина лінзи по осі t_0 ;

n – показник заломлення матеріалу лінзи.

Якщо вибирають лінзи типу Т6:

– визначають середній офтальмометричний радіус:

$$R_{cp} = \frac{R + r}{2}, \quad (2.16)$$

де R_{cp} – середній радіус;

R – радіуси роги́вки плоского діаметра кільця;

r – радіуси роги́вки крутого діаметра кільця.

– визначають параметри торічних фасок, де $R_2 = R_{cp}$:

$$R_t = R_2 + 0,6, \quad (2.17)$$

де R_t – радіус торічних фасок;

R_2 – середній офтальмометричний радіус R_{cp} .

$$r_t = R_2 + 0,2, \quad (2.18)$$

де r_t – радіус торічних фасок;

R_2 – середнє офтальмометричний радіус R_{cp} .

Радіус опуклої поверхні розраховують за формулою:

$$R_1 = \frac{1}{\frac{F_v}{(n-1) \cdot 10^3} + \frac{1}{R_2}} + \frac{d_0 \cdot (n-1)}{n}, \quad (2.19)$$

де F_v – оптичний фокус лінзи;

R_2 – середнє офтальмометричний радіус R_{cp} ;

d – товщина лінзи по осі t_0 ;

n – показник заломлення матеріалу лінзи.

За даними офтальмометрії визначають радіуси кривизни роги́вки в двох взаємно перпендикулярних перетинах.

Розраховують торічність роги́вки і якщо $T > 0,8$ мм вибирають центральноторічну конструкцію жорсткої контактної лінзи [19].

Радіус внутрішньої поверхні контактної лінзи буде відповідати формі внутрішньої поверхні роги́вки, $R_2 = R_{\text{рог}}$ та $r_2 = r_{\text{рог}}$.

Для цього з пробного набору контактних лінз підбирається сферична контактна лінза, яка забезпечить максимальну гостроту зору:

$$R_{2 \text{ проб.кл}} = \frac{R + r}{2}, \quad (2.18)$$

де $R_{2 \text{ проб.кл}}$ – радіус пробної контактної лінзи;

R – радіуси роги́вки плоского діаметра кільця;

r – радіуси роги́вки крутого діаметра кільця.

Радіус пробної опуклої поверхні ока розраховують за формулою:

$$R_{1 \text{ проб.кл}} = \frac{1}{\frac{F_v}{(n-1) \cdot 10^3} + \frac{1}{R_{2 \text{ проб.кл}}}} + \frac{d_0 \cdot (n-1)}{n}, \quad (2.19)$$

де F_v – оптичний фокус лінзи;

$R_{2 \text{ проб.кл}}$ – радіус пробної контактної лінзи;

d – товщина лінзи по осі t_0 ;

n – показник заломлення матеріалу лінзи.

$R_{1 \text{ проб.кл}} = R_1$ центральноторичної лінзи, так як переломлення світлового променя буде на передній поверхні контактної лінзи.

Знаючи R_2 ; r_2 ; R_1 і $F_{V \text{ проб.кл}}$ визначаємо рефракцію двох головних перетинів центральноторичної лінзи.

Для розрахунку сили контактної лінзи використаємо формулу 2.20 та 2.21:

$$F_{V1} = \left[(n-1) \left(\frac{1}{R_1} - \frac{1}{R_2} \right) + \frac{(n-1)^2 \cdot d_0}{R_1 \cdot R_2 \cdot n} \right] \cdot 10^3, \text{ дптр}, \quad (2.20)$$

де F_v – оптичний фокус лінзи;

R_1 – радіус пробної контактної лінзи $R_{I\text{проб.кл}}$;

R_2 – радіус роگیвки плоского діаметра кільця;

d – товщина лінзи по осі t_0 ;

n – показник заломлення матеріалу лінзи.

$$F_{V1} = \left[(n - 1) \left(\frac{1}{R_1} - \frac{1}{r_2} \right) + \frac{(n - 1)^2 \cdot d_0}{R_1 \cdot r_2 \cdot n} \right] \cdot 10^3, \text{ дптр}, \quad (2.21)$$

де F_v – оптичний фокус лінзи;

R_1 – радіус пробної контактної лінзи $R_{I\text{проб.кл}}$;

r_2 – радіуси роگیвки крутого діаметра кільця;

d – товщина лінзи по осі t_0 ;

n – показник заломлення матеріалу лінзи.

Для того, щоб визначити оптичну товщину лінзи використовуючи дані щодо її діоптрій, радіусів а також коефіцієнту заломлення треба скористатися формулою 2.22 яка виводиться з формули 2.20.

$$d_0 = \frac{\frac{F}{10^3} - \left((n - 1) \cdot \left(\frac{1}{R_1} - \frac{1}{R_2} \right) \right) \cdot (R_1 \cdot R_2 \cdot n)}{(n - 1)^2}. \quad (2.22)$$

На рисунку 2.3 зображена залежність товщини лінзи від сили лінзи при константному значенні радіусів пробної контактної лінзи та радіусу роگیвки крутого діаметра кільця а також коефіцієнта заломлення.

Для побудови графіка використовували 10 найбільш розповсюджених значень сили лінз, радіус пробної контактної лінзи $R_1 = 8,6$ мм, радіус роگیвки плоского діаметра кільця $R_2 = 8,4$ мм, коефіцієнт заломлення лінзи 1,43.

На основі даного графіка можна зазначити що залежність товщини лінзи, в її геометричному центрі, від оптичної сили лінзи пряmolінійна.

Товщина контактної лінзи при силі контактної лінзи в -10 діоптрій складає $0,0876$ мм, товщина лінзи при її силі в $+10$ діоптрій складає $0,095$ мм, ці дані підтверджують інформацію про те, що контактні лінзи з «мінусовими» діоптріями для корекції різних ступенів короткозорості мають зазвичай досить тонку структуру в центральній зоні і потовщені по краях. Оптичні вироби з «позитивними» діоптріями, які призначені для корекції далекозорості, навпаки, мають потовщений центр і більш тонку периферичну зону.

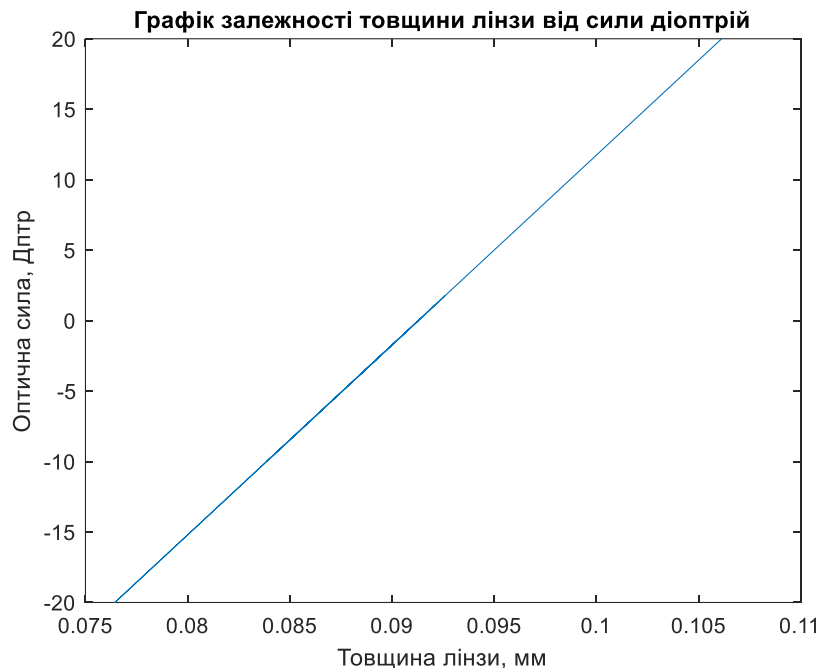


Рисунок 2.3 – Залежність товщини лінзи від сили діоптрій лінзи

На рисунках 2.4 та 2.5 зображена залежність товщини лінзи від радіусів пробної контактної лінзи при константному значенні радіусу роگیвки крутого діаметра кільця а також коефіцієнта заломлення. Для побудови графіка використовували п'ять найбільш розповсюджених значень радіусів пробних контактних лінз, радіус роگیвки плоского діаметра кільця $R_2 = 8,6$ мм, коефіцієнт заломлення лінзи $= 1,43$, оптична сила контактної лінзи на (рис. 2.4) $F = -5$ діоптрій а на (рис. 2.5) $F = +5$.

Згідно побудованого графіку можна зазначити що залежність товщини лінзи від радіусу пробної контактної лінзи прямолінійна, а також залежить

від сили контактної лінзи, зі збільшенням радіусу контактної лінзи збільшується її товщина в геометричному центрі.

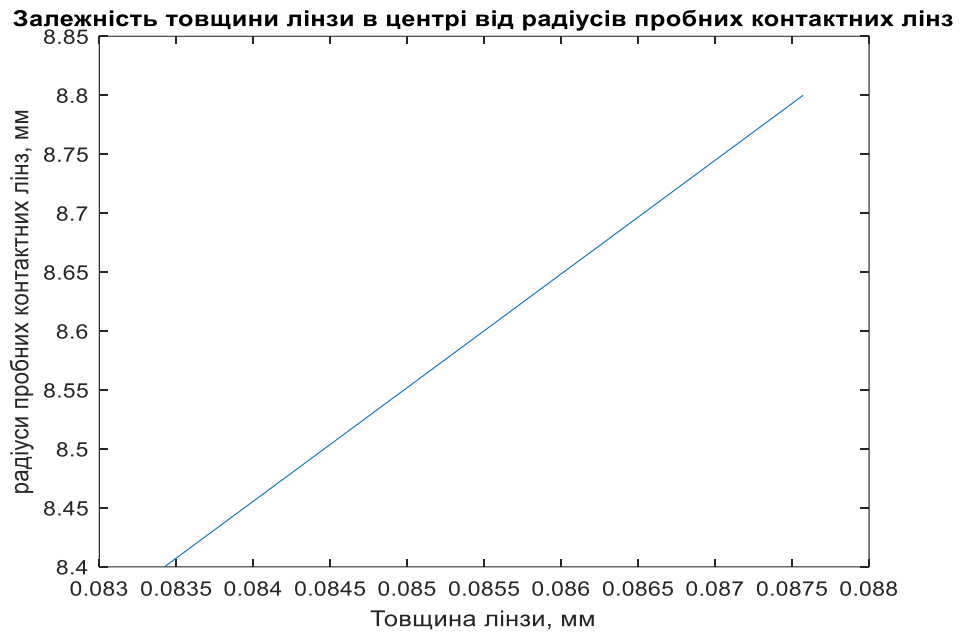


Рисунок 2.4 – Залежність товщини лінзи від радіусу пробних контактних лінз, оптична сила лінзи -5 діоптрій



Рисунок 2.5 – Залежність товщини лінзи від радіусу пробних контактних лінз, оптична сила лінзи +5 дптр

На рисунку 2.6 зображена залежність товщини лінзи від радіусів ро́гівки плоского діаметру при константному значенні сили лінзи та радіусу пробних контактних лінз, а також коефіцієнта заломлення. Для побудови графіка використовували шість найбільш розповсюджених значень радіусів ро́гівки плоского діаметра кільця, коефіцієнт заломлення лінзи 1,43, радіус пробної контактної лінзи $R_1 = 8,4$ мм, сила контактної лінзи $F = -2,25$ дптр.

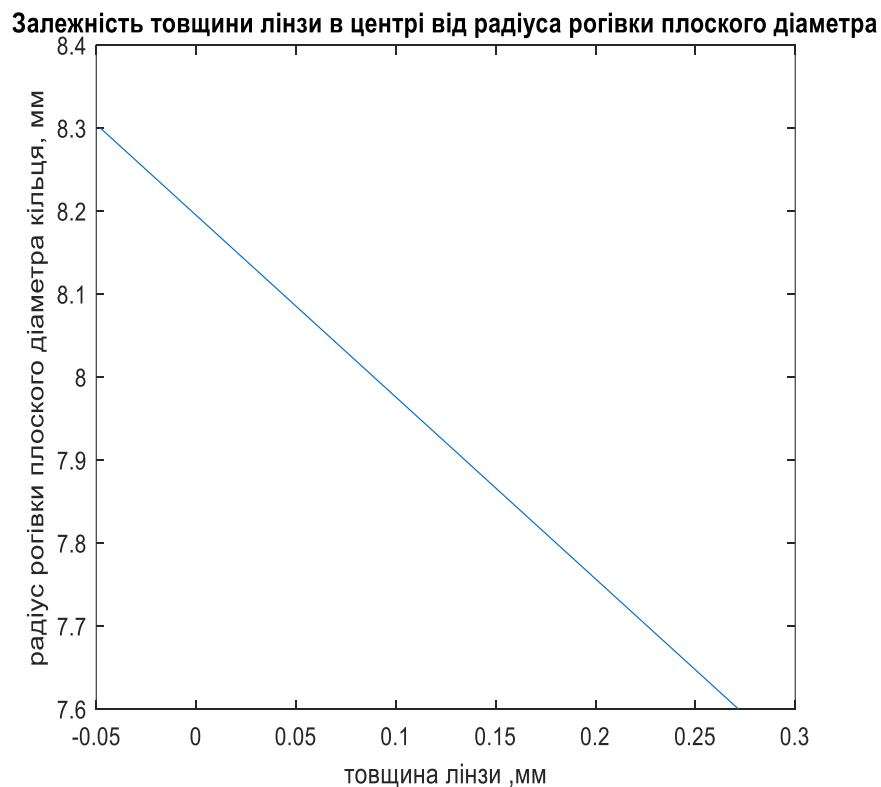


Рисунок 2.6 – Залежність товщини лінзи від радіусу ро́гівки плоского діаметру

Згідно отриманого графіку можна зазначити, що залежність товщини контактної лінзи обернено пропорційна радіусу ро́гівки плоского діаметру зі збільшенням радіусу, зменшується товщина лінзи.

У даному розділі розглянуто основні параметри контактної лінзи на базі яких ведеться їх геометричний розрахунок.

Побудовано графіки залежності геометричної товщини лінзи від її оптичної сили. Встановлено, що товщина лінзи в її центральній частині прямо пропорційна оптичній силі лінзи. При цьому товщина лінзи при міопії менше ніж товщина лінзи при гіперметропії.

3 РОЗРОБКА ПРОГРАМНОГО ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ ДЛЯ РОЗРАХУНКУ ТОВЩИНИ ЛІНЗИ

3.1 Основні компоненти бібліотеки Swing

Сучасні технології дозволяють нам у повній мірі використовувати знання здобуті людством на протязі багатьох століть. Тому для вирішення важких завдань, які пов'язані з розрахунками складних формул вже давно можна скористатися комп'ютером.

Метою розробки даного програмного забезпечення є спрощення та пришвидшення розрахунку діаметра контактної лінзи, при цьому використовують її основні параметри щодо радіусу рогівки плоского діаметра кільця, радіусу пробної контактної лінзи, а також оптичної сили лінзи.

Програма розроблялася на об'єктно орієнтованому язиці програмування Java за допомогою бібліотеки для розроблення графічного інтерфейсу Swing.

У Java є три бібліотеки візуальних компонентів для створення графічного інтерфейсу користувача. Найбільш рання з них називається AWT. Вважається, що при її проектуванні був допущений ряд недоліків, внаслідок яких з нею досить складно працювати. Бібліотека Swing розроблена на базі AWT і замінює більшість її компонентів своїми, спроектованими більш ретельно і зручно. Бібліотека Swing надає набір класів для роботи з кнопками, списками, вікнами, меню і т.п [20].

Swing робить створення GUI легшим за рахунок застосування набору параметрів, щодо меж (Borders) і менеджерів розміщення (LayoutManagers).

Другою перевагою Swing є зміна з вигляду ваших додатків (Look & Feel). Це означає, що зовнішній вигляд може динамічно змінюватися. Додаток може виглядати як Windows, Unix, або Macintosh програма (рис.3.1), або ж може мати вигляд Java програми. Якщо важливо, щоб ваш додаток мав зовнішній вигляд програми тієї платформи, на якій працює, це перевага

Swing виявиться дуже до речі. Однак найчастіше залишають зовнішній вигляд Java програми (MetalLook & Feel), оскільки вона виглядає на всіх платформах добре [21].



3.1 – Зовнішні вигляди Java програми

Більшість Swing компонентів побудована за модифікованою версією Модель-Вид-Контролер (MVC). Це тягне за собою поділ між даними компонента (модель) і способом, яким користувач бачить і взаємодіє з ними (вид). Наприклад, в додатку А до таблиці, дані таблиці повністю незалежні від інтерфейсу користувача. Інтерфейс користувача може динамічно змінюватися, але спочатку дані зв'язуються з розташуванням колонок і стовпців, а потім із зображенням. Якби дані були прив'язані до зображення – зміна зовнішнього вигляду (при підключенні іншого Look&Feel) була б неможливою. Поділ моделі і виду в Swing має ряд переваг. Одне з них полягає в можливості підключення різного Look&Feel. Іншою важливою перевагою є можливість застосувати свою модель для компонента інтерфейсу. Наприклад, ви можете створити модель представлення таблиці, яка динамічно отримує колонки і рядки із бази даних [22].

Для створення графічного інтерфейсу додатку необхідно використовувати спеціальні компоненти бібліотеки Swing, звані контейнерами вищого рівня (top level containers). Вони являють собою вікна операційної системи, в яких розміщуються компоненти інтерфейсу

користувача. До контейнерів вищого рівня відносяться вікна `JFrame` і `JWindow`, діалогове вікно `JDialog`, а також аплет `JApplet` (який не є вікном, але теж призначений для виведення інтерфейсу в браузері, запускати цей аплет). Контейнери вищого рівня Swing є `heavyweight components` і є винятком із загального правила. Всі інші компоненти Swing є `lightweight` [23].

Кожен раз, як тільки створюється контейнер вищого рівня, будь то звичайне вікно, діалогове вікно або аплет, в конструкторі цього контейнера створюється коренева панель `JRootPane`. Контейнери вищого рівня Swing стежать за тим, щоб інші компоненти не змогли "пробратися" за межі `JRootPane`.

Коренева панель `JRootPane` додає в контейнери властивість "глибини", забезпечуючи можливість не тільки розміщувати компоненти один над іншим, а й при необхідності міняти їх місцями, збільшувати або зменшувати глибину розташування компонентів. Така можливість необхідна при створенні багатодокументного додатку Swing, у якого вікна представляють легковагі компоненти, розташовані один над одним, а також випадають (контекстними) меню і спливаючі підказки.

У бібліотеці Swing контейнер `JFrame`, представляє собою вікно з рамкою і рядком заголовка (з кнопками «Згорнути», «На весь екран» і «Закрити»). Він може змінювати розміри і переміщатися по екрану. На даному фреймі розміщуються основні елементи управління програмою такі як:

- `JLabel` – елемент для відображення фіксованого тексту;
- `JTextField` – елемент для вводу тексту;
- `JButton` – звичайна кнопка (button);
- `JCheckBox` – елемент вибору (аналог checkbox);
- `JRadioButton` – радіо кнопка.

Завдяки простоті використання, багатій документації та гнучкості компонентів Swing став, мабуть, найпопулярнішим графічним фреймворком в Java. Практично всі популярні середовища програмування Java включають

графічні редактори для Swing-форм. На його базі з'явилося багато розширень, таких як SwingX, JGoodies, які значно спрощують створення складних призначених для користувача інтерфейсів [24].

3.2 Розробка алгоритму побудови та роботи програми

Першим що треба зробити при побудові дескретної програми за допомогою бібліотеки Swing, це вирішити які елементи будуть використовуватися для вводу інформації, яка необхідна для розрахунку товщини діаметра контактної лінзи. Для вводу інформації використовуємо елемент для вводу тексту `JTextField`. Оскільки для розрахунку діаметра лінзи необхідно чотири параметра то таких елементів також буде чотири. Для того, щоб підписати поля вводу інформації, а також вивід самої інформації треба скористатися компонентом `JLabel`. Зчитування інформації з полів, її розрахунок, також вивід на екран повинно відбуватися при натисканні на кнопку `JButton`. Для побудови програми треба використовувати дві кнопки: одна з них, при натисканні, повинна зчитувати інформацію з текстових полів та виводити отриманий результат на екран, інша – чистить всі поля вводу та виводу інформації. Проблему виникнення нестандартних ситуацій (помилки), – це коли інформація для розрахунку введена в невірному форматі, відбувається за допомогою механізму обробки помилок [25].

Щоб розробити програму для розрахунку діаметра контактної лінзи, використовується інтегроване середовище розробки додатків NetBeans.

Для створення вікна, на якому будуть розміщуватися основні елементи управління програмою, необхідно оголосити клас, який буде успадковуватися від класу `JFrame` розміщеного в пакеті `javax.Swing`.

Оголошуємо клас `Contact_Lenses` і приписуємо наступні рядки: `public class Contac_Lenses extends javax.swing.JFrame`, даним рядком ми підтверджуємо, що створюваний нами клас є спадкоємцем класу `JFrame`, а значить на ньому розміщуються елементи управління програмою.

Оголошуємо елементи управління програмою в класі `Contact_Lenses`. Елементи управління програмою оголошені в наступним способом (рис 3.2).

```
// Variables declaration - do not modify
private javax.swing.JButton jButton1;
private javax.swing.JButton jButton2;
private javax.swing.JLabel jLabel1;
private javax.swing.JLabel jLabel2;
private javax.swing.JLabel jLabel3;
private javax.swing.JLabel jLabel4;
private javax.swing.JLabel jLabel5;
private javax.swing.JLabel jLabel6;
private javax.swing.JLabel jLabel7;
private javax.swing.JLabel jLabel8;
private javax.swing.JPanel jPanel1;
private javax.swing.JTextField jTextField1;
private javax.swing.JTextField jTextField2;
private javax.swing.JTextField jTextField3;
private javax.swing.JTextField jTextField4;
private javax.swing.JTextField jTextField6;
// End of variables declaration
```

Рисунок 3.2 – Оголошення елементів управління

Розміщення елементів управління програмою здійснюється вручну, шляхом його захоплення лівою кнопкою миші і переміщення на необхідну позицію на фреймі (рис.3 .3).

При цьому код програми прописується автоматично в методі `initComponents` класу `Contact_Lenses` (рис. 3.4).

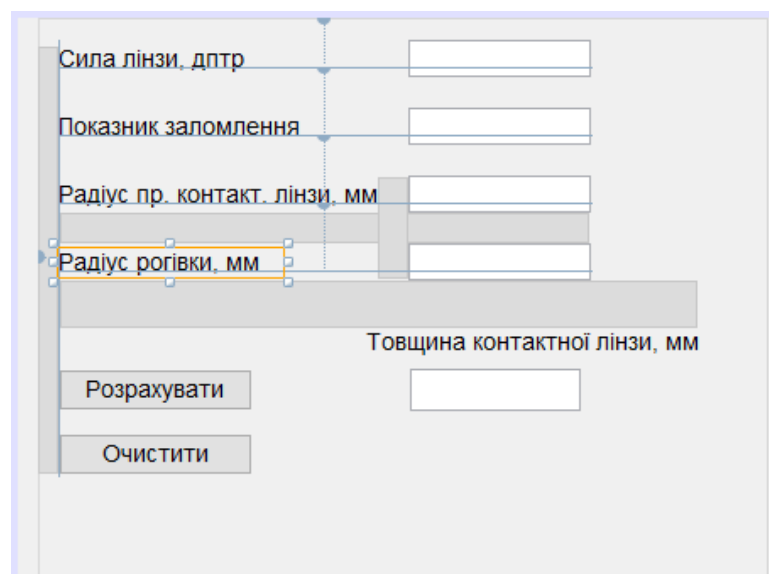


Рисунок 3.3 – Розміщення елементів управління програми

```

jLabel1.setFont(new java.awt.Font("Arial", 0, 14)); // NOI18N
jLabel1.setText("Dioptrii");

jLabel2.setFont(new java.awt.Font("Arial", 0, 14)); // NOI18N
jLabel2.setText("Ref. Index");

jLabel3.setFont(new java.awt.Font("Arial", 0, 14)); // NOI18N
jLabel3.setText("R1");

jLabel4.setFont(new java.awt.Font("Arial", 0, 14)); // NOI18N
jLabel4.setText("R2");

jTextField1.addActionListener(new java.awt.event.ActionListener() {
    public void actionPerformed(java.awt.event.ActionEvent evt) {
        jTextField1ActionPerformed(evt);
    }
});

jLabel5.setFont(new java.awt.Font("Arial", 0, 14)); // NOI18N
jLabel5.setText("center lens thickness");

jButton1.setFont(new java.awt.Font("Arial", 0, 14)); // NOI18N
jButton1.setText("Calculate");
jButton1.addActionListener(new java.awt.event.ActionListener() {

```

Рисунок 3.4 – Код розміщення елементів в програмі

Розрахунок діаметра контактної лінзи проводиться натисканням кнопки «Розрахувати». Для обробки подій даної кнопки в класі Contact_Lenses створюється метод jButton1ActionPerformed, який при натисканні на цю кнопку зчитує інформацію з відповідних текстових полів і шляхом її перетворення з текстової в числову записує в змінні оголошені в даному методі (рис. 3.5).

```

double dioptrii;
double index;
double R1;
double R2;
double d;
String result;
try{
    dioptrii = Double.parseDouble(jTextField1.getText());
    index = Double.parseDouble(jTextField2.getText());
    R1 = Double.parseDouble(jTextField3.getText());
    R2 = Double.parseDouble(jTextField4.getText());

```

Рисунок 3.5 – Оголошення змінних в методі jButton1ActionPerformed та їх ініціалізація

Розрахунок діаметра контактної лінзи (рис. 3.6) проводиться в методі `JButtonActionPerformed` за допомогою раніше прописаної формули (2.22).

```
d = ((dioptrii/1000)-((index -1)*((1/R1)-(1/R2)))*(R1*R2*index))/Math.pow(2, (index-1));
```

Рисунок 3.6 – Формула розрахунку діаметра лінзи в середовищі розробки програми

У разі введення невірної форми інформації в текстові поля, запускається механізм обробки помилок в Java. Він виводить повідомлення про те, що необхідно вводити дані як вони показані на прикладі. Приклад вказано в кожному текстовому полі (рис. 3.7).

Рисунок 3.7 – Повідомлення про невірний формат введення даних

Для видалення інформації в полях програми а також її результату і повідомлення про помилку, створений метод `JButtonActionPerformed`, який виконується при натисканні кнопки «Очистити». Даний метод встановлює в

текстові поля порожні рядки, в результаті чого відбувається видалення (рис. 3.8) [26].

```
private void jButton2ActionPerformed(java.awt.event.ActionEvent evt)
{
    jTextField1.setText("");
    jTextField2.setText("");
    jTextField3.setText("");
    jTextField4.setText("");
    jLabel17.setText("");
    jLabel19.setText("");
}
```

Рисунок 3.8 – Видалення інформації з програми

Лістинг програми наведений у Додатку А. Приклади роботи програми для розрахунку діаметра товщини контактної лінзи надані у Додатку Б.

ВИСНОВКИ

В результаті виконання кваліфікаційної роботи, розглянуті різні види сучасних контактних лінз, проведений їх порівняльний аналіз, а також проаналізовані матеріали з яких вони виготовляються. Проведено огляд контролю якості виготовлення сучасних контактних лінз.

Проведено порівняльний аналіз розрахунку контактних лінз. Розроблено математичну модель для розрахунку параметра товщини ортокератологічної контактної лінзи. На основі математичної моделі створено програму для точного та швидкого розрахунку товщини контактної лінзи на мові Java.

Отримані результати розрахунку товщини оптичної зони контактної лінзи в розробленому програмному забезпеченні збігаються з графіками побудованими в середовищі SciLab. Дані моделювання показали, що товщина контактної лінзи прямопропорційна її оптичній силі, а також радіусу оптичної зони.

ПЕРЕЛІК ДЖЕРЕЛ ПОСИЛАННЯ

1. Walline JJ. Myopia control: A review // Eye Contact Lens. 2016. Vol. 42, No 1. P. 3–8.
2. Історія створення контактних лінз. LIKON контактні лінзи і догляд. URL: <https://www.likon.com.ua/pacientam/vse-o-kontaktnyh-linzah/istoriya-sozdaniya-kontaktnyh-linz> (дата звернення 15.12.2024).
3. Toshida H., Takahashi K., Sado K., Kanai A., Murakami A. Bifocal contact lenses: history, types, characteristics, and actual state and problems // Clin Ophthalmol. 2008. Vol. 2, No 4. P. 869–877.
4. Silicone hydrogel lenses with water-rich surface: пат. US13193653 (US) /TsJu Junsin (US), PRUITT Dzhon Dallas (US), TEKVELI Sajbichen (US), TAKER Robert Kehri (US), NELSON Dzhared (US) заявник та патентовласник Novartis AG; заявл. 29.07.2011 опубл. 10.02.2015. (дата звернення 10.12.2024).
5. Полімерні матеріали: полімерні матеріали для контактних лінз. URL: <http://www.polymerbranch.com/publ/view/80.html> (дата звернення 20.11.2024).
6. Гончарова С.М. Конспект лекцій з предмету. Харків: Сміт, 2018. С. 120 – 123 с.
7. Гончарова С.М. Виготовлення оптичних деталей і окулярних оправ: конспект лекцій. Харків: Сміт, 2018. С. 140–145 с.
8. O'Brien C., Charman W. N. Relative performance of soft contact lenses having lathe-cut posterior surfaces with and without additional polishing. // Contact Lens & Anterior Eye. 2006. Vol. 29, No 2. P. 101–107.
9. Ефективна медицина. Ускладнення при носінні контактних лінз. URL: <https://www.glazmed.ru/lib/contactcorrection/contactcorrect-0050.shtm> (дата звернення 22.12.2024).
10. IFL SCIENCE. This Lens Could Give You Superhuman Vision. URL: <http://www.iflscience.com/health-and-medicine/can-procedure-give-you-superhuman-vision/> (дата звернення 17.12.2024).

11. Futurescope.co. Bionic lens that will give you a superhuman vision of 8 minute surgery URL: <https://www.futurescope.co/bionic-lens/> (дата звернення 27.12.2024).

12. Buron N., Micheau O., Cathelin S. et al. Differential mechanisms of conjunctival cell death induction by ultraviolet irradiation and benzalkonium chloride // Invest. Ophthalmol. Vis. Sci. 2006. Vol. 47. P. 4221–4230.

13. Hnatenko O. S. The creation of an optical laboratory using modern optical applications / O. S. Hnatenko, V. P. Obozna // Інформатика, математика, автоматика: матеріали науково-технічної конференції ІМА:2018, 5-9 лютого 2018 р. Суми, 2018. 200 с.

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

15. Hnatenko O.S. 2018. Modeling the interaction of laser radiation with complex biological optical systems. Інформатика, математика, автоматика: матеріали науково-технічної конференції ІМА. Р. .5–9.

16. Obozna V. P. The impact of laser radiation on nanoparticles, which using in medical / V.P. Obozna, O.S. Hnatenko // Фізика, електроніка, електротехніка: матеріали та програма науково-технічної конференції, м. Суми, 23-26 квітня 2019 р. / Відп. за вип. С.І. Проценко. Суми: СумДУ, 2019. С. 37.

17. Maldonado-Codina C., Efron N. Impact of manufacturing technology and material composition on the surface characteristics of hydrogel contact lenses // Clin Exp Optom. 2005. Vol. 88, No 6. P. 396–404.

18. Tranoudis I., Efron N. In-eye performance of soft contact lenses made from different materials // Contact Lens & Anterior Eye. 2004. Vol. 27, No 3. P. 133–148.

19. Uter W., Lessmann H., Geier J., Schnuch A. Is the irritant benzalkonium chloride a contact allergen? A contribution to the ongoing debate from clinical perspective // *Contact Dermatitis*. 2008. Vol. 58. P. 359–363.
20. Machekhin, Yu. P., Kurskoi, Yu. S., Gnatenko, A. S. Physical and mathematical foundations of measurements in nonlinear dynamic systems. // *Telecommunications and Radio Engineering (English translation of Elektrosvyaz and Radiotekhnika)* 2018. Vol. 77, No 18. P. 1631–1637.
21. Software testing help. Java SWING Tutorial: Container, Components and Event Handling. URL: <https://www.softwaretestinghelp.com/java/java-swing-tutorial/> (дата звернення 04.01.2025).
22. GUI для ваших java програм. Java за допомогою Swing. URL: http://www.rusnauka.com/15_APSN_2010/Informatica/67921.doc.htm (дата звернення 12.12.2024).
23. Освоюємо Java. Графічні компоненти Swing. URL: <https://uk.wikibooks.org/wiki/Swing> (дата звернення 23.12.2024).
24. Бібліотека Swing. Основні концепції Swing. URL: <http://java-online.ru/libs-swing.xhtml> (дата звернення 04.01.2025).
25. Eckel B *Thinking in Java*. 4 ed. 2006. 1150 p.
26. Schild G. *Java The Complete Reference*. 8th Edition. Oracle. 2011. 1152 p.