

**МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ**  
**НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ**  
**«КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ**  
**імені ІГОРЯ СІКОРСЬКОГО»**

**ГОЛЕМБОВСЬКИЙ ОЛЕКСАНДР ОЛЕКСІЙОВИЧ**

УДК 681.784

**РЕФРАКТОМЕТРІЯ АРТИФАКІЧНОГО ОКА З ВИМІРЮВАННЯМ**  
**ДОВЖИНИ ФОКУСНОЇ ОБЛАСТІ**

*Спеціальність 05.11.07 – оптичні прилади та системи*

**АВТОРЕФЕРАТ**  
дисертації на здобуття наукового ступеня  
кандидата технічних наук

Київ-2018

Дисертацією є рукопис.

Робота виконана на кафедрі оптичних та оптико-електронних приладів Національного технічного університету України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського» Міністерства освіти і науки України.

Науковий керівник: доктор технічних наук, професор  
**Чиж Ігор Генріхович,**  
Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»,  
професор кафедри оптичних та оптико-електронних приладів.

Офіційні опоненти: доктор технічних наук,  
**Черняк Сергій Іванович,**  
Казенне підприємство спеціального приладобудування  
КП СПБ «Арсенал», головний конструктор напрямку;

кандидат технічних наук, доцент  
**Сенаторов Володимир Миколайович,**  
Центральний науково-дослідний інститут озброєння та  
військової техніки Збройних сил України, старший  
науковий співробітник.

Захист відбудеться « 1 » березня 2018 р. о 16:30 на засіданні спеціалізованої вченої ради Д 26.002.18 при Національному технічному університеті України «Київський політехнічний інститут ім. Ігоря Сікорського» за адресою: 03056, м. Київ, проспект Перемоги, 37, корп. № 1, ауд. № 293.

З дисертацією можна ознайомитись у бібліотеці Національного технічного університету України «Київський політехнічний інститут ім. Ігоря Сікорського» за адресою: 03056, м. Київ, проспект Перемоги, 37.

Автореферат розісланий “ 31 ” січня 2018 р.

Вчений секретар  
спеціалізованої вченої ради,  
д. т. н., професор

Н. І. Бурау

## ЗАГАЛЬНА ХАРАКТЕРИСТИКА РОБОТИ

### **Актуальність роботи.**

Відомо, що з віком багато людей стикаються з проблемою погіршення якості зору. Це пов'язано з перенесеними захворюваннями та віковими змінами, що відбуваються у оптичних середовищах ока. Через це вже у віці після 45 років спостерігається втрата природної функції акомодатії, через що око стає пресбіопічним. Ще одним фактором, який призводить до втрати функції акомодатії, є катаракта – досить розповсюджена патологія ока у людей похилого віку і людей, які наближаються до похилого віку. В наслідок катаракти крізь око не проходить достатньо світла, до того ж воно розсіюється через що якість та чіткість зору частково, а інколи і повністю втрачається. Спосіб лікування катаракти – хірургічна операція по заміні природного кришталіка на штучний – інтраокулярну лінзу (ІОЛ). В результаті такої операції око стає артіфакічним і втрачає природну функцію акомодатії. Однак навіть у артіфакічного ока зберігається деякий обсяг акомодатії, завдяки дії аберацій оптичної системи ока та дифракції світлових хвиль на краях зіниці. Це так звана оптична складова обсягу акомодатії. Завдяки вказаним явищам в зоні сітківки утворюється витягнута дифракційна зона фокусної області та коноід Штурма, зумовлений дією астигматизму. Дистанція у просторі об'єктів, оптично спряжена з фокусною областю, в офтальмології кількісно характеризується обсягом псевдоакомодатії в діоптріях.

При повній чи частковій втраті акомодатійної функції постає задача її штучного відновлення. Відновлення функції акомодатії пресбіопічного чи артіфакічного ока можливе шляхом імплантації в око спеціальних ІОЛ, наприклад дифракційних. В них витягнута форма фокусної області забезпечує певний обсяг псевдоакомодатії. Надання оку потрібного обсягу псевдоакомодатії потребує відповідного доопераційного підбору ІОЛ, а також післяопераційного контролю досягнутого результату. Тому існує потреба у наявності методів та апаратних засобів для контролю довжини фокусної області та об'єктивного вимірювання обсягу псевдоакомодатії з обов'язковим виділенням тієї складової, яка обумовлюється дією оптичної системи ока.

Проте відомі на цей час методи та існуючі апаратні засоби практично не мають функції точного і об'єктивного визначення оптичної складової обсягу псевдоакомодатії, яка виникає в результаті імплантації ІОЛ, що звужує можливості ефективного відновлення втраченої акомодатії. Сучасна рефрактометрія ока також, нажаль, не здатна відділяти із результатів вимірювань рефракції ока вказану складову обсягу псевдоакомодатії.

Таким чином актуальною задачею є створення та наукове обґрунтування нового об'єктивного методу визначення оптичної складової обсягу псевдоакомодатії, довжини фокусної області та залишкової аметропії пресбіопічного та артіфакічного ока. Вирішення цієї наукової задачі створить умови для підвищення ефективності імплантації ІОЛ за рахунок штучного розширення обсягу псевдоакомодатії артіфакічного ока та позбавить пацієнтів від незручностей та психологічного дискомфорту, пов'язаного із використанням декількох пар окулярів.

### **Зв'язок роботи з науковими програмами та темами.**

Дисертаційна робота виконана на кафедрі оптичних та оптико-електронних приладів НТУУ КПІ ім. І. Сікорського в рамках трьох науково-дослідних робіт: ДР № 0111U00233 «Прилад для об'єктивного вимірювання параметрів клінічного фокусу пресбіопічного ока», ДР№0113U00823 «Прилад для виявлення асиметрії оптичної системи ока», ДР№ 0111U00544 «Розробка теоретичних засад і принципів побудови мікроперетворювачів механічних величин в електричну величину на основі МЕМС і нанотехнологій», що виконувала НДЛ кафедри ООЕП.

Дана робота виконана в рамках напрямку розвитку науки і техніки: 5 Наука про життя, нові технології профілактики та лікування найпоширеніших захворювань.

**Мета і задачі роботи** – розробка та наукове обґрунтування методу та апаратного засобу для об'єктивного вимірювання оптичної складової обсягу псевдоакомодації та залишкової аметропії пресбіопічного та артіфакічного ока.

Поставлена мета досягається розв'язанням таких наукових задач:

1) Проведення огляду та порівняльного аналізу існуючих методів та апаратних засобів для об'єктивного вимірювання залишкової рефракції та оптичної складової обсягу псевдоакомодації артіфакічного та пресбіопічного ока.

2) Розробка та обґрунтування нового об'єктивного методу вимірювання залишкової аметропії та довжини фокусної області артіфакічного та пресбіопічного ока.

3) Обґрунтування та розробка функціональної схеми вимірювача, що реалізує запропонований метод

4) Перевірка комп'ютерним моделюванням технічної реалізації методу.

5) Розробка математичного забезпечення методу мікрофотометрії «повітряного» зображення мікроплями на сітківці ока.

6) Створення експериментальної установки для перевірки технічної реалізації методу тривимірної мікрофотометрії «повітряного» зображення мікроплями.

7) Експериментальне дослідження похибок вимірювання обсягу псевдоакомодації та залишкової аметропії артіфакічного та пресбіопічного ока на дослідному зразку вимірювача.

8) Впровадження запропонованого методу у виробничу діяльність та навчальний процес.

**Об'єкт дослідження** – процес об'єктивного вимірювання оптичної складової обсягу псевдоакомодації пресбіопічного та артіфакічного ока.

**Предмет дослідження** – фотоелектричний метод об'єктивного вимірювання оптичної складової обсягу псевдоакомодації та величини аметропії пресбіопічного та артіфакічного ока.

**Методи досліджень.** У дисертаційній роботі для розв'язання поставлених задач використовувалися теорія аберацій оптичних систем, теоретичні основи геометричної оптики: теорія параксіальних, нульових променів та теорія ідеальної оптичної системи, а також методи аналізу параксіальних та абераційних параметрів оптичної системи ока; моделювання абераційних спотворень оптичної системи ока із використанням для цього комп'ютерних програм аналізу дії оптичних систем;

чисельне та комп'ютерне моделювання дії апаратного засобу при дослідженнях похибок визначення аметропії та довжини фокусної області; фізичне моделювання рефрактометрії з визначенням довжини фокусної області на експериментальному зразку вимірювача з використанням фізичної моделі абераційної оптичної системи артіфакічного ока.

#### **Наукова новизна отриманих результатів:**

1. Запропоновано новий метод об'єктивної оцінки залишкової рефракції та довжини фокусної області на основі використання RMS-радіуса розподілу освітленості в повітряному зображенні світлової мікроплями на сітківці ока.

2. Вперше отримано математичні вирази, що дозволяють об'єктивно визначити обсяг псевдоакомодації та довжину фокусної області артіфакічного та пресбіопічного ока за результатами тривимірної мікрофотометрії повітряного зображення світлової мікроплями.

3. Вперше розроблено математичний алгоритм виявлення залежності RMS-радіуса функції розподілу опромінення у «повітряному» зображенні мікроплями на сітківці від оптичної сили віртуально імплантованого кришталіка, що дозволяє здійснювати теоретичну оцінку потенційних можливостей методу, щодо точності вимірювань залишкової аметропії та довжини фокусної області артіфакічного та пресбіопічного ока.

#### **Практичне значення отриманих результатів:**

1. Створено і обґрунтовано принцип дії апаратного засобу для об'єктивного визначення оптичної складової обсягу псевдоакомодації пресбіопічного та артіфакічного ока.

2. Отримано рекомендації щодо проектування апаратної частини вимірювача (рефрактометра) з функцією об'єктивного визначення оптичної складової обсягу псевдоакомодації і довжини фокусної області артіфакічного та пресбіопічного ока та методики тестування похибок вимірювання.

3. Отримані в роботі результати підтверджують можливість технічної реалізації методу вимірювання довжини фокусної області та обсягу псевдоакомодації артіфакічного ока з потрібною для клінічної практики точністю

4. Результати дисертаційної роботи впроваджені на НВК «Фотоприлад» м. Черкаси, під час створення дослідного зразка рефрактометра з функцією вимірювання обсягу псевдоакомодації артіфакічного та пресбіопічного ока, що зафіксовано в акті впровадження від 25.09.2017р

5. За результатами проведених досліджень був спроектований та впроваджений у технологічний процес пристрій для об'єктивного вимірювання параметрів клінічного фокусу ока людини. Одержані в дисертації результати знайшли також застосування в навчальному процесі «КПІ ім. Ігоря Сікорського» на приладобудівному факультеті при підготовці фахівців в галузі оптичного медичного приладобудування за спеціальністю «Оптехніка».

#### **Особистий внесок здобувача.**

Здобувач приймав безпосередню участь в проведенні теоретичних та експериментальних досліджень, в аналізі одержаних результатів та формулюванні висновків. Основні теоретичні, розрахункові та експериментальні результати отримані здобувачем самостійно. Наукові положення, що виносяться на захист, та

висновки дисертації належать автору. Автор приймав рівну участь в розробці і патентуванні оригінальних схемотехнічних рішень. Основна частина отриманих результатів доповідалась автором особисто на вітчизняних конференціях. У роботах, які опубліковані у співавторстві, здобувачеві належить: [1] огляд та аналіз існуючих на цей час панкратичних та трансфокаторних об'єктивів, опис принципу дії варіоптичної лінзи на ефекті електрозмочування; [2] проведення огляду інформаційних джерел та порівняльний аналіз методів та апаратних засобів для об'єктивного дослідження довжини фокусної області та обсягу псевдоакомодації артіфакічного та пресбіопічного ока; [2] конструкція та габаритний розрахунок системи рефрактометра з функцією об'єктивного вимірювання обсягу псевдоакомодації; [3] розробка та опис методу тривимірної мікрофотометрії повітряного зображення світлової мікроплями на сітківці ока; розробка математичного забезпечення методу; [4] аналіз та дослідження величин похибок вимірювання аметропії та довжини фокусної області обумовлених електричним шумом фотоприймача зображень; [7] дослідження основних функціональних характеристик системи вимірювача залишкової рефракції та обсягу псевдоакомодації артіфакічного ока, оснований на використанні методу тривимірної мікрофотометрії; [5] отримання експериментальних даних, формулювання висновків, викладення результатів дослідження; [6] [12] викладення результатів аналізу, формулювання висновків; [13] [14] збір статистичних даних, їх обробка та формулювання висновків; [15] розробка методики вимірювань; [9] викладення результатів роботи, формулювання висновків; [10] розробка алгоритму, викладення результатів; [13] розробка методики вимірювання аметропії із використанням методу тривимірної мікрофотометрії повітряного зображення світлової мікроплями на сітківці; [14] розробка рекомендацій до проектування та параметричної оптимізації системи вимірювача залишкової рефракції та довжини фокусної області артіфакічного та пресбіопічного ока.

**Апробація результатів дисертації.** Основні наукові і практичні результати роботи доповідалися і обговорювалися на семи міжнародних науково-технічних конференціях: IV науково-практична конференція студентів та аспірантів «Погляд у майбутнє приладобудування» 12 квітня 2011р, V науково-практична конференція студентів та аспірантів «Погляд у майбутнє приладобудування» 24-25 квітня 2012р, XII Міжнародної науково-технічної конференції «Приладобудування: стан і перспективи» 23-24 квітня 2013р, XIII Міжнародної науково-технічної конференції «Приладобудування: стан і перспективи» 23-24 квітня 2014р, XIV Міжнародної науково-технічної конференції «Приладобудування: стан і перспективи» 22-23 квітня 2015, XV Міжнародної науково-технічної конференції «Приладобудування: стан і перспективи» 24-25 квітня 2016, VII Міжнародної конференції «Фотоніка-ODS 2015», м. Вінниця.

**Публікації.** За темою дисертації опубліковано 15 робіт, з них 6 статей у фахових наукових виданнях України, що входять до міжнародних наукометричних баз, одна стаття в іноземному фаховому виданні, 1 патент України на корисну модель та 7 тез доповідей на міжнародних науково-практичних конференціях.

**Структура дисертації.** Дисертаційна робота складається зі вступу, чотирьох розділів, висновків, списку літератури, що містить 101 бібліографічне посилання,

та 4 додатків. Робота містить 131 сторінку основного тексту, 50 ілюстрацій і 17 таблиць. Загальний обсяг роботи – 168 сторінок.

### **ОСНОВНИЙ ЗМІСТ РОБОТИ**

У **вступі** обґрунтовано актуальність теми, сформульовано мету і задачі дисертаційної роботи, описано об'єкт, предмет та методи дослідження. Окреслено наукову новизну і практичне значення результатів дослідження, визначено особистий внесок автора, наведено зв'язок роботи з науковими програмами. Подано відомості про апробацію, публікації та структуру дисертаційної роботи.

**Перший розділ** дисертаційної роботи присвячений аналізу сучасного стану вирішення наукової задачі об'єктивної рефрактометрії пресбіопічного та артіфакічного ока з вимірюванням довжини фокусної області – оптичної складової обсягу псевдоакомодації.

На цей час у клінічній практиці використовуються деякі суб'єктивні та об'єктивні методи оцінювання обсягу псевдоакомодації та довжини фокусної області артіфакічного ока. Суб'єктивні методи потребують безпосередньої участі пацієнта у вимірювальних діях і використовують звичайні акомодометри або спеціальні установки. Але всі суб'єктивні методи мають недолік, який полягає у неможливості відокремлення від вимірюваного обсягу псевдоакомодації, складової яка обумовлена вадами оптики ока, тобто оптичної складової. Це не дозволяє точно оцінювати ефект від використання тих чи інших методів та засобів корекції вад оптичної системи ока, в тому числі спрямованих на відтворення акомодативної функції.

Визначення оптичної складової обсягу псевдоакомодації наразі можна здійснювати методом об'єктивної фізичної абераметрії ока, результатом якої є відтворення спектру абераційних мод хвильової аберації. Дані про амплітуди абераційних мод спектру дозволяють розраховувати довжину фокусної області та на цій основі визначати оптичну складову обсягу псевдоакомодації. Але недолік методу полягає в тому, що оцінка довжини є опосередкованою, а тому істотно залежною від точності абераметрії, яка навіть при сучасному розвинутому і вдосконаленому апаратному забезпеченні, для вирішення такої задачі, ще не є достатньою. Тому і досі залишається актуальною проблема створення нових більш досконалих методів та апаратних засобів кількісної об'єктивної оцінки оптичної складової обсягу псевдоакомодації, вирішення якої має суттєве наукове та практичне значення.

**Метою другого розділу** дисертаційної роботи є розробка та обґрунтування методу об'єктивного вимірювання рефракційного стану та довжини фокусної області артіфакічного та пресбіопічного ока. Розробка математичного апарату та вибір оптимального критерію для об'єктивного вимірювання вказаних величин з похибками, що не перевищують допустимі в клінічній практиці.

Метод що пропонується в даній роботі передбачає здійснення тривимірної мікрофотометрії «повітряного» зображення – зображення світлової мікроплями на сітківці, сформованого оптичною системою артіфакічного ока у зворотному від сітківки напрямку. На рис.1. для прикладу показано артіфакічне око з міопією, яке формує дійсне «повітряне» зображення світлової мікроплями перед оком.

Якщо перед оком встановити лінзу, то при еметропічному оці «повітряне» зображення опиниться у її задній фокальній площині, а при аметропічному оці – на деякій відстані від фокальної площини. Знак і величина цієї відстані буде залежати від величини та знаку аметропії, а також від оптичної сили лінзи.

Для виявлення положення перетину, в якому зображення вважається найбільш сфокусованим, пропонується використовувати параметр, який вказує не тільки на розмір світлової плями, але й на щільність розподілу освітленості навколо світлового центру «ваги» плями. В механіці аналогом розподілу освітленості є розподіл маси тіла. В оптиці аналогічними параметри є значення RMS-радіуса, розраховані з використанням функції розподілу освітленості у зображенні точки. Розрахунок радіусу полярного моменту  $RMS_r$  здійснюється за виразом:

$$RMS_r = \sqrt{\frac{\iint_Q (x^2 + y^2) E(x, y) dx dy}{\iint_Q E(x, y) dx dy}}, \quad (1)$$

де  $E(x, y)$  – функція розподілу освітленості у конкретному перетині «повітряного» зображення,  $Q$  – зона, де  $E(x, y) \neq 0$ ,  $(x, y)$  – координати, початок яких знаходиться у точці світлового центру «ваги» плями (центроїді).

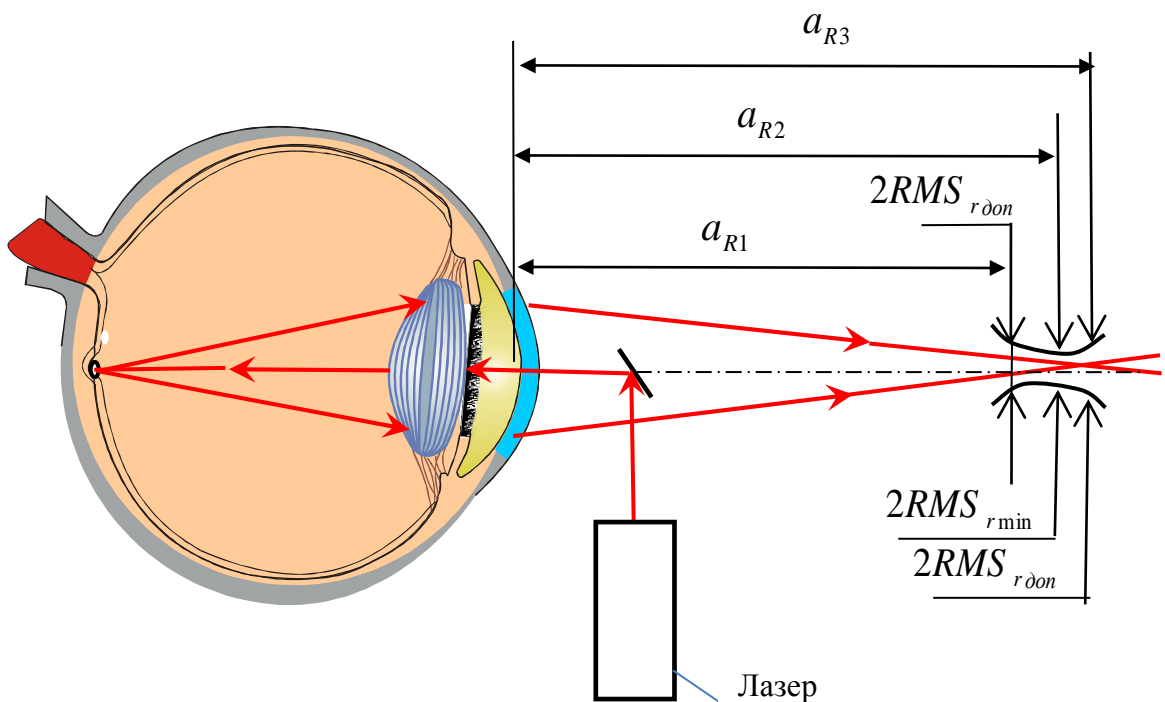


Рис.1 Формування повітряного зображення артифакічним оком

Перетин, в якому значення RMS-радіуса отримує мінімальне значення, вважається площиною найкраще сфокусованого «повітряного» зображення мікроплями. Положення цього перетину вказує дистанцію до подальшої точки ясного зору  $a_R$ , через яку розраховується величина аметропії:



$$A_R[\text{днтр}] = \frac{1000}{a_R[\text{мм}]} \quad (2)$$

Обсяг псевдоакомодації  $A_{PR}$  визначається через відстані  $a_{Ri}$ , на яких функція  $RMS_r(a_{Rk})$  зростає на допустиму величину, наприклад на 5%, при якій зоровий апарат ще не відчуває погіршення «чіткості» зображення точки (на рис.1 ці відстані позначені як  $a_{R1}$  та  $a_{R3}$ ):

$$A_{PR}[\text{днтр}] = \frac{1000}{a_{R1}} - \frac{1000}{a_{R3}} \quad (3)$$

На рис.2 показана функціональна схема вимірювача, що дозволяє фізично відтворювати функцію  $RMS_r(\Phi_k)$ , де  $\Phi_k$  оптична сила варіолінзи на кроці з номером  $k$ , та за допомогою  $\Phi_k$  визначати параметри  $A_R$  та  $A_{PR}$ .

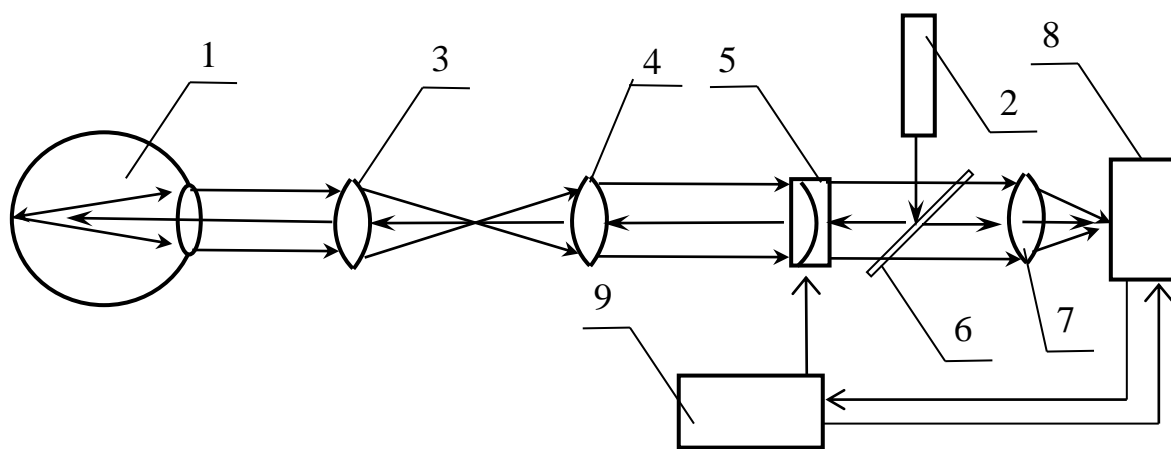


Рис.2 Функціональна схема вимірювача параметрів  $A_R$  та  $A_{PR}$ : 1 – око; 2 – лазер з колімованим випромінюванням; 3, 4 – телескопічна система; 5 – варіолінза; 6 – світлоподільвач; 7 – об'єктив відеокамери; 8 – відеокамера; 9 – комп'ютер.

Випромінювання від лазера 2 у вигляді тонкого колімованого пучка променів потрапляє в око і створює в зоні макули світлову мікропляму. Телескопічна система з кутовим збільшенням  $\gamma = -1$  призначена для оптичного спряження головних площин варіолінзи і головних площин оптичної системи ока, які знаходяться в зоні зіниці. Для цього головні площини варіолінзи 5 суміщені із заднім (по ходу променів з права на ліво) фокусом компонента 4, а головні площини оптичної системи ока – із заднім фокусом компонента 3. Комп'ютер 9 дозволяє крок за кроком змінювати оптичну силу варіолінзи. Водночас під керуванням комп'ютера відеокамера синхронно фіксує зображення у перетинах «повітряного зображення» освітленої зони сітківки і зберігає їх у пам'яті комп'ютера. Утворена і збережена серія таких кадрів дає можливість здійснювати фотометрію у різних перетинах кожного зрізу «повітряного» зображення світлової мікроплями на сітківці.

Серія відтворених оцифрованих розподілів освітленості у перетинах «повітряного» зображення світлової мікроплями дозволяє за результатами мікрофотометрії відтворювати функцію  $E(x, y)$  і розраховувати  $RMS_r(\Phi_k)$ . Коли оптична сила варіолінзи досягає величини аметропії ока ( $\Phi_k = A_R$ ), то на виході з

ока у напрямку до відеокамери утворюються пучки практично паралельних променів. Зображення сітківки опиняється у задній фокальній площині об'єктиву відеокамери. При цьому  $RMS_r(\Phi_k)$  досягає мінімуму, що використовується як ознака отримання значення параметру аметропії  $A_R$  ока пацієнта.

У напрямку до ока діаметр лазерного пучка на зіниці складає долі міліметра (0.3...0.5) мм, а у зворотному від сітківки – (3...5) мм. Тому зміни у розподілі на фотоприймачі освітленості фактично будуть обумовлені лише порушенням оптичної спряженості між поверхнею сітківки і світлочутливим шаром відеокамери. А це означає, що відеокамера сканує «повітряне» зображення сітківки вздовж візуальної осі ока, тобто здійснює тривимірну мікрофотометрію цього зображення.

Два різних значення  $\Phi_{k1}$  та  $\Phi_{k2}$ , при яких досягається допустиме збільшення функції  $RMS_r(\Phi_k)$  відносно її мінімального значення, дозволяє знайти значення параметра  $A_{PR}$  за формулою:

$$A_{PR} = |\Phi_{k1} - \Phi_{k2}|, \quad (3)$$

в якій оптичні сили  $\Phi_{k1}$  та  $\Phi_{k2}$  наведені у діоптріях.

Отримано математичні вирази для розрахунку RMS-радіусів осьових, відцентрового і полярного моментів з використанням функції розподілу освітленості в зображенні джерела світла – функції  $E(x, y)$

$$RMS_x = \sqrt{\frac{\iint_Q y^2 E(x, y) dx dy}{\iint_Q E(x, y) dx dy}} = \sqrt{\frac{\iint_Q y^2 E(x, y) dx dy}{\Phi}}; \quad (4)$$

$$RMS_y = \sqrt{\frac{\iint_Q x^2 E(x, y) dx dy}{\Phi}}; \quad (5)$$

$$RMS_r = \sqrt{\frac{\iint_Q (x^2 + y^2) E(x, y) dx dy}{\Phi}}; \quad (6)$$

$$RMS_{xy} = \sqrt{\frac{\iint_Q xy E(x, y) dx dy}{\Phi}}, \quad (7)$$

де:  $RMS_x$ ,  $RMS_y$  – радіуси осьових моментів відносно осей  $X$  и  $Y$  відповідно,  $RMS_{xy}$  – радіус відцентрового моменту,  $RMS_r$  – радіус полярного моменту відносно центроїду – точки центру «світової ваги» зображення джерела світла,  $Q$  – область інтегрування (область існування функції  $E(x, y)$  у конкретному перетині),  $\Phi$  – світловий потік, що формує «повітряне зображення».

Через те, що всі реальні джерела випромінювання апіорі не є точковими, а мають реальні кінцеві розміри у сумарному RMS-радіусі завжди буде присутня складова обумовлена апаратною складовою: розмірами джерела випромінювання та розбіжністю лазерного випромінювання. Математично були знайдені вирази для розрахунку RMS-радіусів світлової мікроплями, сформованої тільки апаратною частиною.

$$RMS_{R\Sigma} = \sqrt{\frac{M_{R\Sigma}}{\sum_{i=0}^{i=N} \Delta\Phi_i}} = \sqrt{\frac{RMS_{R0}^2 \sum_{i=0}^{i=N} \Delta\Phi_i + \sum_{i=0}^{i=N} (X_i^2 + Y_i^2) \Delta\Phi_i}{\sum_{i=0}^{i=N} \Delta\Phi_i}} = \sqrt{RMS_{R0}^2 + RMS_R^2}, \quad (8)$$

$$\text{де: } RMS_R = \sqrt{\frac{\sum_{i=0}^{i=N} (X_i^2 + Y_i^2) \Delta\Phi_i}{\sum_{i=0}^{i=N} \Delta\Phi_i}} \quad \text{– радіус полярного моменту ідеального в рамках}$$

геометричної оптики зображення випромінюючої зони джерела світла.

Вираз 8 показує як впливає апаратна складова RMS на сумарне значення RMS-радіуса. Як видно, сумарний RMS-радіус світлової мікроплями є піфагорова сума двох складових: аберацийної від ока та апаратної.

Вирази RMS-радіусів відцентрового та осьових моментів оптичного зображення зони випромінювання, знайдені у аналогічний спосіб, представлені виразами:

$$RMS_{XY\Sigma} = \sqrt{RMS_{XY0}^2 + RMS_{XY}^2}; \quad (9)$$

$$RMS_{Y\Sigma} = \sqrt{RMS_{Y0}^2 + RMS_Y^2}; \quad (10)$$

$$RMS_{X\Sigma} = \sqrt{RMS_{X0}^2 + RMS_X^2} \quad (11)$$

З виразів (9) – (11) витікає, що RMS – радіуси полярного, відцентрового і осьових моментів аберацийного від ока зображення точкового випромінювача можуть бути знайдені наступними методами:

1. За результатами фотометрії випромінюючої зони джерела світла або паспортних даних про індикатриси функції яскравості випромінювача відновлюються значення  $RMS_r$ ,  $RMS_{XY}$ ,  $RMS_x$ ,  $RMS_y$  з використанням для цього формул (4) – (7), в яких замість функцій освітленості підставляються функції, що описують розподіл яскравості випромінюючої зони (в таблиці також наведені формули розрахунку зазначених RMS-радіусів для типових розподілів яскравості на поверхні випромінювача).

2. За результатами мікрофотометрії «повітряного» зображення випромінюючої зони, сформованого досліджуваної оптичною системою, тим же способом, що і в п.1 відновлюються значення  $RMS_{R\Sigma}$ ,  $RMS_{XY\Sigma}$ ,  $RMS_{X\Sigma}$ ,  $RMS_{Y\Sigma}$ .

3. За формулами :

$$RMS_{R0} = \sqrt{RMS_{R\Sigma}^2 - RMS_R^2}; \quad (11)$$

$$RMS_{XY0} = \sqrt{RMS_{XY\Sigma}^2 - RMS_{XY}^2}; \quad (12)$$

$$RMS_{X0} = \sqrt{RMS_{X\Sigma}^2 - RMS_X^2}; \quad (13)$$

$$RMS_{Y0} = \sqrt{RMS_{Y\Sigma}^2 - RMS_Y^2}. \quad (14)$$

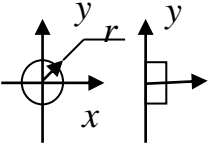
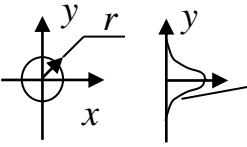
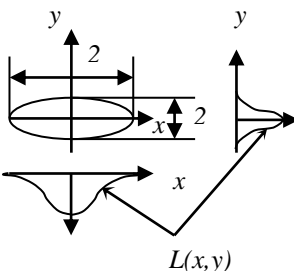
розраховуються шукані RMS-радіуси від функції розсіювання точки (ФРТ) досліджуваної оптичної системи.

Вирази (9) – (11) та (11) – (14) вказують на те, що RMS-радіуси моментів від ФРТ оптичної системи та аналогічні RMS-радіуси від функції яскравості випромінювача є незалежними величинами; RMS-радіус абераційного зображення малорозмірного, але протяжного випромінювача, є піфагоровою сумою RMS-радіусів від функції яскравості джерела світла та функції розсіювання точки;

В табл. 1 приведено розраховані значення радіусів для деяких функцій яскравості випромінювача.

Таблиця 1

RMS-радіуси деяких протяжних джерел випромінювання

Функція яскравості випромінювача	$RMS_R$	$RMS_{XY}$	$RMS_Y$	$RMS_X$
 $L(x, y) = \begin{cases} L_0, & x^2 + y^2 \leq r^2 \\ 0, & x^2 + y^2 > r^2 \end{cases}$	$\frac{\sqrt{2}r}{2}$	0	0,5r	0,5r
 $L(x, y) = L_0 \exp(-2 \frac{x^2 + y^2}{r^2})$	$\frac{\sqrt{2}r}{2}$	0	0,5r	0,5r
 $L(x, y) = L_0 \exp\left[-2\left(\frac{x^2}{a^2} + \frac{y^2}{b^2}\right)\right]$	$\sqrt{\frac{a^2 + b^2}{2}}$	0	$\frac{a}{2}$	$\frac{b}{2}$

В третьому розділі дисертаційної роботи було проведено аналітичні дослідження впливу дії електричного шуму фотоприймача зображень на похибку визначення RMS-радіусів. Мета – пошук допустимого рівня шуму, при якому похибка визначення аметропії не перевищує допустимі в клінічній практиці.

Спотворення значень  $RMS_r$ , внаслідок дії шумової складової у сигналах від кожного окремого пікселя можна записати у вигляді:

Згідно виразу (1)

$$RMS_r^2 = \frac{\sum_{i,j} (\bar{U}_{ij} + \delta U_{ij}) \rho_{ij}^2}{\sum_{i,j} (\bar{U}_{ij} + \delta U_{ij})}, \quad (15)$$

де  $\rho_{ij}^2 = x_i^2 + y_j^2$ ,  $\rho$  – полярна координата центру кожного пікселя фотоприймача відносно точних координат центроїду

$$RMS_r^2 \cong \frac{\sum_{i,j} \bar{U}_{ij} \rho_{ij}^2}{\sum_{i,j} \bar{U}_{ij}} + \frac{\sum_{i,j} \delta U_{ij} \rho_{ij}^2}{\sum_{i,j} \bar{U}_{ij}} = \bar{RMS}_r^2 + \delta_{RMS}^2 \quad (16)$$

звідки середнє квадратичне значення випадкової складової, тобто похибки  $RMS_r$  від електричного шуму, має вираз:

$$\delta_{RMS}^2 = \frac{\sum_{i,j} \delta U_{ij} \rho_{ij}^2}{\sum_{i,j} \bar{U}_{ij}}. \quad (17)$$

Формули (16), (17) свідчать про те, що електричний шум при відсутності похибки визначення координат центроїду збільшує значення полярного  $RMS_r$  – радіуса пропорційно дисперсії шумових складових електричних сигналів генерованих фоточутливими елементами приймача 8 (рис.2).

Розподіл амплітуд електричних сигналів  $\bar{U}_{ij}$  залежить від розподілу освітленості у перетинах «повітряного» зображення світлової мікроплями на сітківці. Розподіл освітленості на сітківці ока пацієнта обумовлюється параметрами лазерного випромінювання на вході в око та станом аберацій у оптичній системі ока пацієнта. Якщо у вимірювачі, що показаний на рис.2, в якості випромінювача застосовується лазерний діод, то на сітківці ока утворюється світлова мікропляма у вигляді овалу чи еліпсу з осями  $2a$  та  $2b$  з приблизним співвідношенням осей 1:1,5 та розподілом освітленості

$$E(x, y) = E_0 \exp \left[ -2 \left( \frac{x^2}{a^2} + \frac{y^2}{b^2} \right) \right],$$

де,  $a = \frac{f \theta_a}{2}$ ,  $b = \frac{f \theta_b}{2}$ ,  $f$  – передня фокусна відстань оптичної системи ока,  $\theta_a$  – кутова розбіжність лазерного випромінювання на вході в око у вертикальному перетині,  $\theta_b$  – кутова розбіжність у горизонтальному перетині. Згідно даних табл.1 радіус полярного моменту  $RMS_{r_l}$  у такій плямі розраховується за формулою:

$$RMS_{r_l} = 0,2072 f \sqrt{\theta_a^2 + \theta_b^2}. \quad (18)$$

Наявність у ока пацієнта лише аметропії призводить до аберації, що має назву дефокус. При цьому на сітківці зображення точки перетворюється у квазі-

рівномірно освітлену пляму у вигляді кола (при круглій зіниці). Радіус полярного моменту  $RMS_{ra}$  такої плями має вираз:

$$RMS_{ra} = \frac{\sqrt{2}D_p(\Phi_a - \Phi_e + \Phi_{var}^*)}{4\Phi_e}, \quad (19)$$

де:  $D_p$  – діаметр зіниці,  $\Phi_a$  – оптична сила аметропічного ока пацієнта,  $\Phi_e$  – оптична сила еметропічного ока того самого пацієнта, якщо б у нього аметропія була виправленою,  $\Phi_{var}^*$  – оптична сила зображення варіолінзи у головних площинах оптичної системи ока пацієнта (при  $\gamma = -1$  вона дорівнює оптичній силі самої варіолінзи, тобто  $\Phi_{var}^* = \Phi_{var}$ ).

Згідно (6) радіус полярного моменту обчислюється за формулою:

$$RMS_r = \sqrt{RMS_{rl}^2 + RMS_{ra}^2}. \quad (20)$$

З аналізу виразів (19) та (20) видно, що при варіаціях оптичної сили варіолінзи функція  $RMS_r(\Phi_{var}^*)$  досягає мінімального значення  $RMS_{rmin}$  коли  $\Phi_a - \Phi_e + \Phi_{var}^* = 0$ . Але при цьому  $\Phi_{var}^* = \Phi_e - \Phi_a = A_R$ . Таким чином пошук мінімуму функції  $RMS_r(\Phi_{var}^*)$  дозволяє визначити величину аметропії  $A_R$  ока пацієнта, а діапазон варіації величини  $\Phi_{var}^*$ , в якому зміни значення  $RMS_r(\Phi_{var}^*)$  практично не відчуває зоровий орган, дає можливість визначати обсяг псевдоакомодації  $A_{PR}$ .

На рис.3 показано графіки функцій  $RMS_r(\Phi_{var}^*)$  та апроксимаційного полінома  $Y(\Phi_{var}^*)$ , отримані шляхом комп'ютерного моделювання із використанням пакету Mathcad, тільки для значення аметропії  $A_R = 0$ .

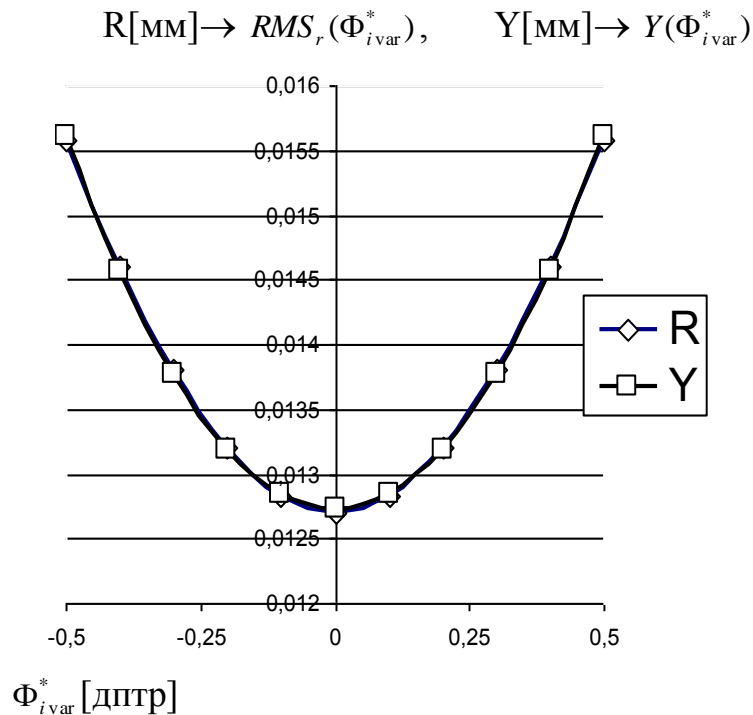


Рис.3 Графік функції  $RMS_r(\Phi_{var}^*)$  та апроксимаційного полінома  $Y(\Phi_{var}^*)$  при аметропії  $A_R = 0$  дптр.

Графіки функцій для значень  $A_R = \pm 2$  дптр, та  $A_R = \pm 4$  дптр мають такий самий вигляд із зсувом вправо чи вліво вздовж осі  $\Phi_{i\text{var}}^*$ , при якому їх мінімуми припадають на значення  $\pm 2, \pm 4$  дптр відповідно.

Залежність  $RMS_r(\Phi_{\text{var}}^*)$  можна отримати із сеансу відеозапису світлової мікроплями на сітківці за допомогою апаратного засобу, представленого на рис.2. Вказана залежність відтворюється за результатами мікрофотометрії «повітряних» зображень світлової мікроплями на сітківці, отриманих при змінних дискретних значеннях  $\Phi_{\text{var}}^*$ . Але через дію електричного шуму залежність  $RMS_r(\Phi_{\text{var}}^*)$  спотворюється, що може призводити до похибки визначення значень  $A_R$  та  $A_{PR}$ . Для зменшення впливу електричного шуму функцію  $RMS_r(\Phi_{\text{var}}^*)$  потрібно відтворювати методом регресії шляхом використання для цього даних фізичних вимірювань і методу найменших квадратів (МНК).

Практично повне суміщення графіків  $RMS_r(\Phi_{i\text{var}}^*)$  та  $Y(\Phi_{\text{var}}^*)$  свідчить про достатньо високу точність апроксимації функції  $RMS_r(\Phi_{i\text{var}}^*)$  тричленним степеневим поліномом.

На рис.4 представлені графіки залежності  $\sigma A_R$  від  $\sigma_{RMS}$ , отримані за результатами відтворення заданих значень аметропії при наявності шуму.

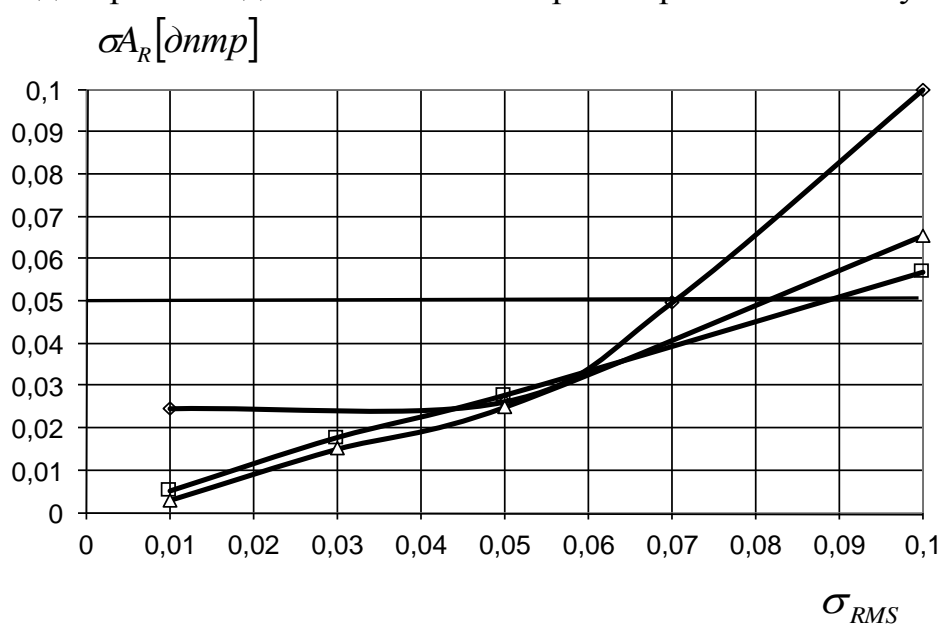


Рис.4 Графіки СКВ  $A_R$  відтворених при дії шуму від  $\sigma_{RMS}$

Графіки на рис.4 демонструють майже пропорційну залежність  $\sigma A_R$  від  $\sigma_{RMS}$  за винятком невеликого початкового діапазону графіка при  $A_R = 0$  дптр. Представлені на рис.4 залежності отримані експериментально, методом комп'ютерного моделювання для діаметра зіниці 3мм. Проте використана в експерименті методика є універсальною і дозволяє отримувати аналогічні графіки для інших діаметрів отвору зіниці. При заданій допустимій похибці відтворення значення аметропії такі графіки дають можливість знаходити допустимий рівень спотворень значень  $RMS_r(\Phi_{i\text{var}}^*)$ .

Вимірювання обсягу псевдоакомодації, можна здійснювати за допомогою графіка функції  $RMS_r(\Phi_{i\text{var}}^*)$ , (рис. 3). Для цього потрібно мати дані про поріг нечутливості зорового органу до абсолютного чи відносного перевищення значення функції  $RMS_r(\Phi_{i\text{var}}^*)$  над значенням  $(\Phi_{\text{var}}^*)_{\min}$ . Якщо, наприклад, у пацієнта з нормальною гостротою зору нечутливим для зору можна вважати 5%-відсоткове перевищення  $RMS_r(\Phi_{i\text{var}}^*)$  над значенням  $RMS_r(\Phi_{\text{var}}^*)_{\min}$ , то згідно графіка (рис.3) відповідний діапазон  $\Phi_{i\text{var}}^*$  становить відносно точки мінімуму  $\pm 0.23$  дптр або 0.46 дптр обсягу псевдоакомодації, а при допустимому перевищенні у 10% – відповідний діапазон  $\Phi_{i\text{var}}^*$  становить відносно точки мінімуму  $\pm 0.32$  дптр, або 0.64 дптр обсягу псевдоакомодації.

Похибка визначення обсягу псевдоакомодації складається з похибок визначення правого та лівого краю діапазону  $\Phi_{i\text{var}}^*$ , в якому  $RMS_r(\Phi_{i\text{var}}^*)$  не перевищує допустимої величини. Тому ця похибка знаходиться в межах двох значень  $\sigma A_r$ , визначених за вище, реалізованою методикою.

Отримані в третьому розділі результати дозволяють обґрунтовано формулювати вимоги до системи та конструкції вимірювача довжини фокусної області та залишкової рефракції артіфакічного та пресбіопічного ока.

Метою **четвертого розділу** дисертаційної роботи є експериментальна перевірка правильності теоретичних положень та висновків, отриманих у попередніх розділах дисертації, а також перевірка із використанням макету вимірювача потенційної можливості здійснювати вимірювання оптичної складової обсягу псевдоакомодації при оцінці залишкової аметропії артіфакічного та пресбіопічного ока, методом тривимірної мікрофотометрії «повітряного» зображення з допустимими похибками.

В 4-му розділі дисертаційної роботи було обґрунтовано функціональну схему вимірювача, що реалізує метод тривимірної мікрофотометрії повітряного зображення із використанням сучасної елементно-технічної бази. Обґрунтовано використання в якості скануючого елемента системи (віртуально імплантованого штучного кришталіка) рідинної варіолінзи, головною перевагою якої є швидкодія, компактні розміри, та незмінність просторового положення головних площин під час перефокусування. Рідинна варіолінза працює на ефекті електрозмочування і дозволяє виконувати тривимірне сканування фокусної області за час менше 1 секунди.

Для здійснення експериментальних дослідження було спроектовано та виготовлено макет вимірювача аметропії та довжини фокусної області (рис. 5). Для проведення експериментів у даному вимірювачі було використано абераційну модель артіфакічного ока (абератор) яка за своїми властивостями здатна повністю відтворити артіфакічне око із заданою аметропією.

Для управління роботою експериментальної установки, виконання обчислювальних процедур та відображення текстових і графічних протоколів, що складаються за результатами вимірювань і обчислень було розроблено спеціальне програмне забезпечення (рис.6). Вказана програма дозволяє: 1) здійснювати керування роботою варіолінзи, дискретно змінюючи її оптичну силу; 2) отримувати



та зберігати в пам'яті комп'ютера відеокадри із зображенням розподілу освітленості у площині зіниці ока; 3) здійснювати математичну обробку отриманих зображень, а саме: а) розраховувати центр «ваги» світлової плями та RMS-радіус розподілу освітленості у світловій плямі, що формується на фоточутливій поверхні; б) розраховувати величину аметропії та обсягу псевдоакомодації з використанням даних, отриманих із серії відеокадрів; 4) скласти протокол з даними про вимірювання аметропії та довжину фокусної області чи обсягу псевдоакомодації.

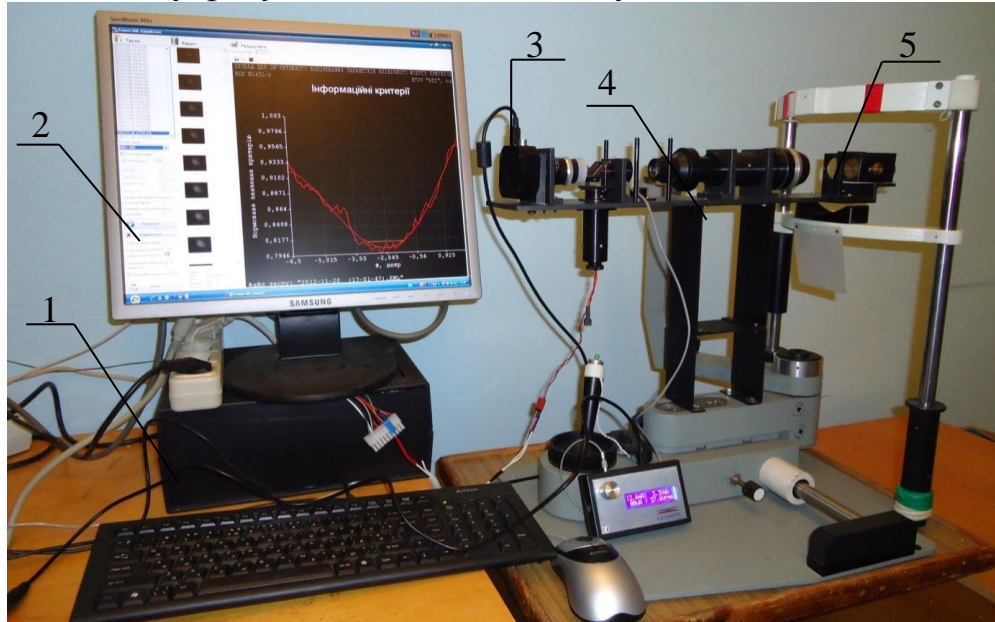


Рис. 5 – Загальний вигляд експериментальної установки:

1 – електричний блок живлення, 2 – монітор із відображенням результатом вимірювань, 3 – швидкісна відеокамера, 4 – оптико-механічний блок, 5 – модель аберційної оптичної системи артифактного ока.

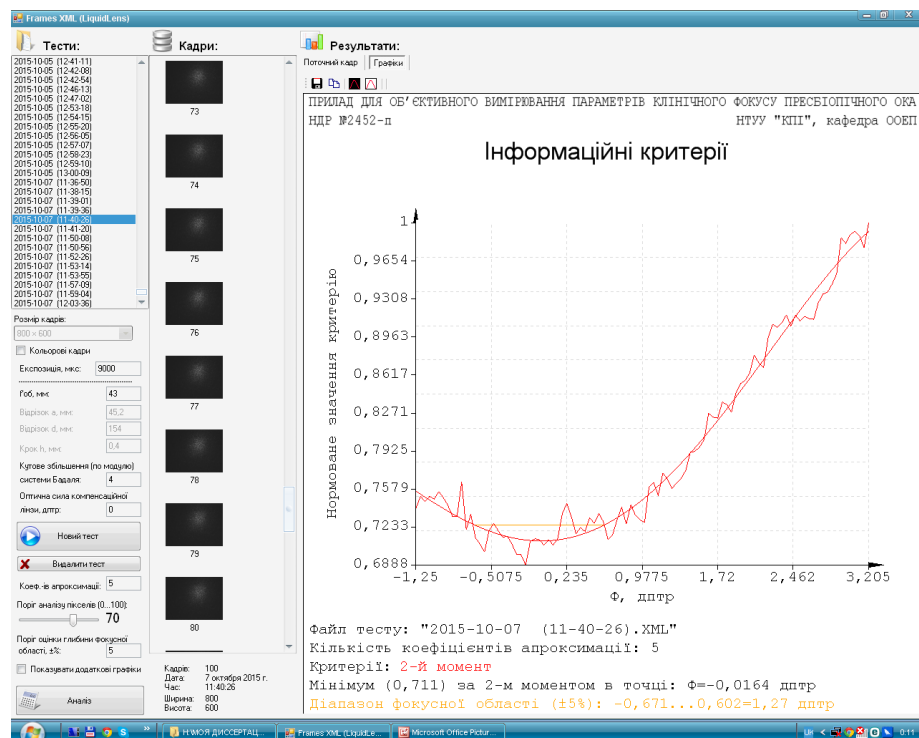


Рис. 6 Результат вимірювання аметропії та довжини фокусної області у графічному представленні

Дослідження похибки визначення координат центроїду світлової мікроплями на фотоприймачі зображень показало значну залежність від величини випадкового електричного сигналу фотоприймача. З експерименту було встановлено, що для забезпечення допустимих похибок вимірювання аметропії та довжини фокусної області потрібно використовувати відсікання шумового сигналу з порогом не менше 60% від максимальної амплітуди корисного сигналу.

Експериментальне дослідження похибки визначення мінімуму функції  $RMS(\Phi_{VAR})$ , яка вказує величину аметропії  $A_R$ , обумовленою обмеженою кількістю використаних членів апроксимаційного поліному та значенням порогу відсічки шумового сигналу показало, що вказана похибка вимірювання  $A_R$  не перевищує

$\pm 0.05$  дптр при 3-5 членах апроксимаційного поліному і рівні відсікання шумового сигналу 60%.

Із використанням макету вимірювача було проаналізовано вплив спеклової структури лазерного випромінювання на величину RMS-радіуса і похибки визначення координати центроїду мікроплями. Запропоновано рекомендації щодо зменшення негативного впливу спеклів, які можна використовувати при проектуванні апаратної частини вимірювача рефракції та довжини фокусної області артіфакічного ока.

Результати експериментальних досліджень підтвердили узгодженість із результатами попередньої теоретичної оцінки можливих похибок вимірювання величини аметропії та обсягу псевдоакомодації при дії електричного шуму фотоприймального пристрою, що свідчить про коректність теоретичних положень отриманих у розділах 2-3 дисертаційної роботи та використаних при комп'ютерному моделюванні роботи вимірювача. Про це свідчить графік на рис. 7 відповідності значень модельованої аметропії ока та значень аметропії відтвореної за допомогою запропонованого методу та апаратного засобу, а також діаграма на рис.8, що демонструє значення СКВ виміряної аметропії.

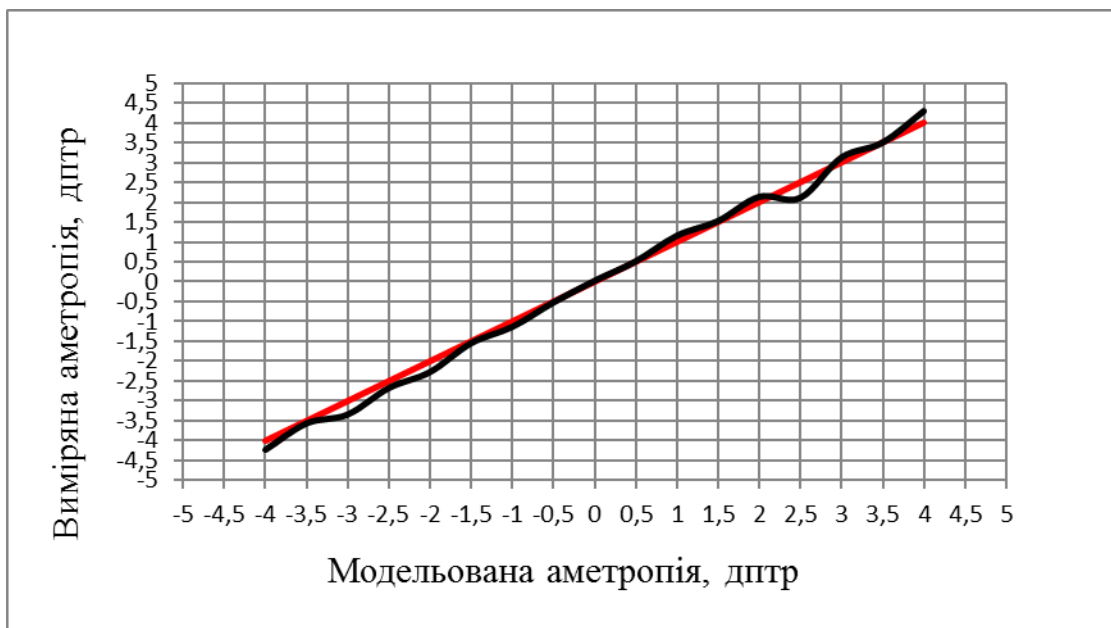


Рис. 7 Графік виміряної аметропії моделі ока при діаметрі зіниці 3 мм

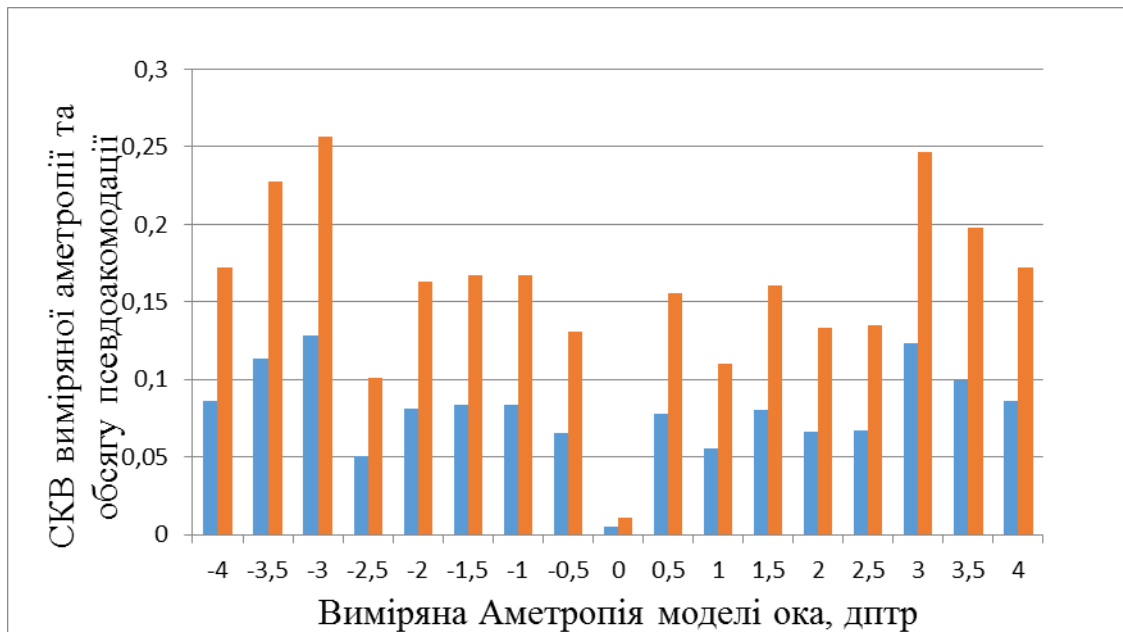


Рис.8 Діаграма СКВ виміряних значень аметропії та оптичної складової обсягу псевдоакомодації

Результати експериментальної перевірки роботи апаратного засобу вимірювача оптичної складової обсягу псевдоакомодації та довжини фокусної області) на фізичній моделі артіфакічного ока із застосуванням методу тривимірної мікрофотометрії повітряного зображення на сітківці підтвердив потенційну можливість здійснення вимірювання аметропії та обсягу псевдоакомодації артіфакічного ока з похибкою що не перевищує допустимих значень  $\pm 0,1$  дптр та  $\pm 0,2$  дптр відповідно.

**У висновках** викладені основні результати дисертаційної роботи, розкрито їх наукову новизну та практичну цінність. Підтверджено досягнення поставленої мети, та вирішення зазначених наукових задач.

**У додатках** прикладені акти впровадження результатів дисертаційної роботи у виробничій діяльності підприємства як «Фотоприлад» м. Черкаси, та у навчальному процесі кафедри оптичних та оптико-електронних приладів НТУУ «КПІ ім. Ігоря Сікорського».

## ОСНОВНІ ВИСНОВКИ І РЕЗУЛЬТАТИ РОБОТИ

1. В дисертаційній роботі вирішена наукова задача розробки та обґрунтування нового методу об'єктивної рефрактометрії з вимірюванням довжини фокусної області заснованого на використанні тривимірної мікрофотометрії освітленості повітряного зображення світлової мікроплями на сітківці, що дозволяє об'єктивно визначити оптичну складову обсягу псевдоакомодації артіфакічного та пресбіопічного ока з допустимою для клінічної практики точністю.

2. На основі порівняльного аналізу методів та апаратних засобів для об'єктивного вимірювання рефракційного стану та довжини фокусної області артіфакічного чи пресбіопічного ока доведено, що метод тривимірної мікрофотометрії повітряного зображення світлової мікроплями на сітківці, у порівнянні з існуючими методами, має перевагу яка полягає у значному скороченні

тривалості сеансу вимірювань (більше ніж у 200 разів) та швидкості проведення сеансу вимірювань на живому оці.

3. Для визначення аметропії та довжини фокусної області запропоновано і обґрунтовано використання функціональної залежності  $RMS$ - радіусу функції розподілу освітленості у повітряному зображенні світлової мікроплями на сітківці від оптичної сили віртуально імплантованого штучного кришталика.

4. Математичним та фізичним моделюванням дії вимірювача рефракції та довжини фокусної області складеної з умовно безаберацийних та реальних аберацийних компонентів при здійсненні вимірювань, виявлено що вплив від подвійного проходження променів в оці на результати вимірювань не перевищує 0.1%, що є цілком допустимим.

5. Теоретичним та експериментальним дослідженнями на моделі ока впливу електричного шуму фотоелектричного приймача зображень на похибки вимірювання величини аметропії ока та обсягу псевдоакомодації показано що запропонований метод дозволяє вимірювати вказані параметри з похибкою що не перевищує  $\pm 0.1$  дптр  $\pm 0.2$  дптр відповідно.

6. Обґрунтовано ефективність використання в якості варіокомпонента, програмно керованої за допомогою комп'ютера варіолінзи, яка функціонує за принципом електрозмочування і має суттєві переваги над існуючими на цей час аналогами: швидкодія (перефокусування) 5-10мс, ширший діапазон зміни оптичної сили -9...+6дптр, кращі конструктивні параметри і віртуально імплантується в афакічне око.

7. Для подальшого вдосконалення запропонованого методу, необхідним є проведення клінічних випробувань з метою виявлення впливу на результати вимірювання вказаних параметрів фізіологічних властивостей ока пацієнтів, що мають патологічні зміни.

8. Результати дисертаційної роботи впроваджені на НВК «Фотоприлад» м. Черкаси, під час створення дослідного зразка рефрактометра з функцією вимірювання обсягу псевдоакомодації артіфакічного та пресбіопічного ока, що зафіксовано в акті впровадження від 25.09.2017р.

### СПИСОК ОПУБЛІКОВАНИХ ПРАЦЬ

1. Голембовський О.О. Варіоптичні лінзи на ефекті електрозмочування / О.О. Голембовський, І.Г. Чиж // Вимірювальна та обчислювальна техніка в технологічних процесах . – 2012 – №1. – С. 34–39.(входить до міжнародних наукометричних баз «EBSCO», «Google Scholar», «РИНЦ»).

*Здобувачем проведено огляд та аналіз існуючих на цей час панкратичних та трансфокаторних об'єктивів, здійснено опис принципу дії варіоптичної лінзи на ефекті електрозмочування.*

2. Голембовський О.О. Метод і пристрій для аналізу фокусної області ока людини/О.О. Голембовський, І.Г. Чиж // Журнал Наукові вісті Національно технічного університету України Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського. – 2013. – № 2. – С. 140-146. (входить до міжнародних наукометричних баз «EBSCO», «Google Scholar», «РИНЦ»).

*Здобувачем проведено огляд інформаційних джерел та порівняльний аналіз методів та апаратних засобів для об'єктивного дослідження довжини фокусної області та обсягу псевдоакомодації артіфакічного та пресбіопічного ока;*

3. Голембовський О.О. Метод визначення аметропії та довжини фокусної області ока людини/ О.О. Голембовський, І.Г. Чиж // Журнал Наукові вісті Національно технічного університету України Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського. – 2014. – № 1. – С. 93-98. (входить до міжнародних науко метричних баз «EBSCO», «Google Scholar», «РІНЦ»).

*Здобувачем проведено розробку та опис методу тривимірної мікрофотометрії повітряного зображення світлової мікроплями на сітківці ока; розроблено математичне забезпечення методу;*

4. Голембовський О.О. Аналіз порогової чутливості оптико-електронного вимірювача обсягу псевдоакомодації оптичної системи ока / О.О.Голембовський // Вимірювальна та обчислювальна техніка в технологічних процесах . – 2015. – №3. – С. 64–68. (входить до міжнародних науко метричних баз «EBSCO», «Google Scholar», «РІНЦ»).

*Здобувачем проведено аналіз та дослідження величин похибок вимірювання аметропії та довжини фокусної області обумовлених електричним шумом фотоприймача зображень.*

5. Голембовський О.О. Спосіб визначення RMS опромінення зображення протяжного джерела методом мікрофотометрії/ О.О.Голембовський, І.Г. Чиж // Журнал Наукові вісті Національно технічного університету України Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського. – 2016. – № 1. – С. 124 – 130. (входить до міжнародних науко метричних баз «EBSCO», «Google Scholar», «РІНЦ»).

*Здобувачем отримано експериментальні дані, сформульовано висновки, викладено результати дослідження.*

6. Голембовський О.О Похибки вимірювання аметропії та обсягу псевдоакомодації за зображенням світлової мікроплями на сітківці/ О.О.Голембовський, І.Г. Чиж// Журнал Наукові вісті Національно технічного університету України Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського. – 2016. – № 2. – С. 100-107. (входить до міжнародних науко метричних баз «EBSCO», «Google Scholar», «РІНЦ»).

*Здобувачем викладено результати аналізу, сформульовано висновки по роботі.*

7. Голембовский А.А. Метод и устройство для объективной оценки глубины фокуса артіфакического глаза / А.А. Голембовский, И.Г. Чиж // Журнал международного научного общества им. М. Балудянского, Словакия 2016. – №4. – С. 48-54.

*Здобувачем проведено дослідження основних функціональних характеристик системи вимірювача залишкової рефракції та обсягу псевдоакомодації артіфакічного ока, оснований на використанні методу тривимірної мікрофотометрії;*

8. Патент на корисну модель № 74751 Україна. Офтальмологічний рефрактометр /заявники та патентовласники Голембовський О.О., Чиж І.Г.,

Шиша Т.О; винахідники Голембовський О.О., Чиж І.Г., Шиша Т.О; заявл. 01.04. 2012, опуб. Бюл. № 1 від 26.12.2012.

*Здобувачем проведено габаритний розрахунок системи рефрактометра та сформовано рекомендації до проектування.*

9. Голембовський О.О Варіоптичні лінзи на ефекті електрозмочування / О.О. Голембовський, І.Г. Чиж // Погляд у майбутнє приладобудування: збір. Тез. Доп. IV наук.-практ. конф. студ. та аспірантів, 12 квітня 2011р С. 54

*Здобувачем проведено огляд рідинних лінз, детально описано ефект електрозмочування.*

10. Голембовський О.О. Варіоптичні лінзи на ефекті електрозмочування / О.О. Голембовський, І.Г. Чиж // Погляд у майбутнє приладобудування: Збірник тез доповідей V Міжнародної науково-технічної конференції, 24-25 квітня 2012р, С. 48.

*Здобувачем описано конструкцію варіолінзи, досліджено її фізичні властивості, написано висновки.*

11. Голембовський О.О. Метод та пристрій для аналізу фокусної області оптичної системи ока / О.О. Голембовський, І.Г. Чиж // Приладобудування: стан і перспективи: Збірник тез доповідей XII Міжнародної науково-технічної конференції, 23-24 квітня 2013 С. 57-58.

*Здобувачем запропоновано функціональну схему вимірювача, проведено його габаритний розрахунок, сформовано висновки.*

12. Голембовський О.О. Метод визначення довжини фокусної області та первинних аберацій ока/ О.О. Голембовський, І.Г. Чиж // Приладобудування: стан і перспективи: Збірник тез доповідей XIII Міжнародної науково-технічної конференції, 23-24 квітня 2014 С. 69-70.

*Здобувачем запропоновано критерій оцінки сфокусованості повітряного зображення мікроплями, яке формує абераційна оптична система ока, проведено теоретичну оцінку можливості визначення первинних аберацій ока запропонованим методом.*

13. Голембовський О.О Метод і пристрій для об'єктивного вимірювання обсягу псевдоакомодації / О.О. Голембовський, І.Г. Чиж // Приладобудування: стан і перспективи: Збірник тез доповідей XIV Міжнародної науково-технічної конференції, 23-24 квітня 2015 С. 62.

*Здобувачем проведено огляд існуючих суб'єктивних та об'єктивних методів визначення обсягу псевдоакомодації та довжин фокусної області, обґрунтовано функціональну схему апаратного засобу, який дозволяє об'єктивно визначати оптичну складову обсягу псевдоакомодації артіфакічного ока.*

14. Голембовський О.О Фізичний метод визначення RMS зображення сформованого абераційною оптичною системою / О.О. Голембовський, І.Г. Чиж // Фотоніка-ODS 2015: Збірник тез доповідей VII Міжнародної конференції м. Вінниця, С. – 64.

*Здобувачем отримано математичні вирази для розрахунку RMS-радіуса світлової мікроплями на сітківці ока, отримано вирази, що дозволяють виділяти із загального RMS-радіуса його апаратну та абераційну складові, забезпечуючи в такий спосіб об'єктивне вимірювання оптичної складової обсягу псевдоакомодації артіфакічного та пресбіопічного ока.*

15. Голембовський О.О. Похибки вимірювання аметропії та обсягу псевдоакомодації ока за зображенням світлової мікроплями на сітківці / О.О. Голембовський, І.Г. Чиж // Приладобудування: стан і перспективи: збірник тез доповідей міжнародної науково-технічної конференції, 22-23 квітня 2016 С. 126.

*Здобувачем проаналізовано систематичні похибки запропонованого методу вимірювань та вплив випадкових шумів фотоприймача на точність вимірювання залишкової аметропії та довжини фокусної області артіфакічного ока.*

### АНОТАЦІЯ

**Голембовський О.О. Рефрактометрія артіфакічного ока з вимірюванням довжини фокусної області.** – На правах рукопису.

Дисертація на здобуття наукового ступеня кандидата технічних наук за спеціальністю 05.11.07 – оптичні прилади та системи. – Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського», МОН України, Київ, 2017.

Дисертація присвячена розробці методу та апаратного засобу для об'єктивного вимірювання оптичної складової обсягу псевдоакомодації або довжини фокусної області артіфакічного чи пресбіопічного ока при вимірюваннях його рефракції.

Для вирішення вказаної задачі в роботі запропоновано метод, що базується на тривимірному аналізі розподілу освітленості (мікрофотометрії) у «повітряному» зображенні світлової мікроплями на сітківці, яке утворюється оптичною системою ока в зворотному від сітківки ходу променів.

Отримано математичні вирази що дозволяють відтворювати залежність RMS-радіуса світлової мікроплями у кожному окремому перетині повітряного зображення, які оптично спряжені з площинами навколо сітківки вздовж візуальної осі. При цьому показано, як із сумарної величини вказаного RMS-радіуса можливо відокремлювати ту складову, яка обумовлена тільки дією оптичної системи ока. Рефракцію ока та довжину фокусної області запропоновано визначати за мінімумом функції RMS-радіуса, аргументом якої є оптична сила тонкої варіолінзи, що віртуально розташовується в площині зіниці ока методом оптичного спряження.

Проаналізовано вплив випадкових електричних шумів світлочутливих елементів фотоприймача мікрофотометра на похибки вимірювання рефракції та довжини фокусної області ока.

Експериментально підтверджено, що метод дозволяє вимірювати рефракцію з похибкою не більш  $\pm 0,1$  дптр, а обсяг псевдоакомодації, відповідний фокусній області, з похибкою не більш  $\pm 0,2$  дптр.

**Ключові слова:** обсяг псевдоакомодації, довжина фокусної області артіфакічного ока, RMS-радіус від функції розсіювання точки на сітківці.

### АННОТАЦИЯ:

**Голембовский А.А. Рефрактометрия артіфакического глаза с измерением длинны фокусной области.** – На правах рукописи

Диссертация посвящена разработке метода и аппаратного средства для объективного измерения оптической составляющей объема псевдоаккомодации



или длины фокусного области артификаческого и пресбиопического глаза при измерениях его рефракции.

Для решения указанной задачи в работе предложен метод, основанный на трехмерном анализе распределения освещенности (микрофотометрии) в «воздушном» изображении светового микропятна на сетчатке, которое образуется оптической системой глаза в обратном от сетчатки хода лучей.

Получены математические выражения, позволяющие воспроизводить зависимость RMS-радиуса светового микропятна в каждом отдельном пересечении воздушного изображения, оптически сопряженные с плоскостями вокруг сетчатки вдоль визуальной оси. При этом показано, как из суммарной величины указанного RMS-радиуса можно отделять ту составляющую, которая обусловлена только действием оптической системы глаза. Рефракцию глаза и длину фокусного области предложено определять по минимуму функции RMS-радиуса, аргументом которой является оптическая сила тонкой вариолинзы, что виртуально располагается в плоскости зрачка глаза методом оптического сопряжения.

Экспериментально подтверждено, что метод позволяет измерять рефракцию с погрешностью не более  $\pm 0,1$  дптр, а объем псевдоаккомодации, соответствующий фокусной области, с погрешностью не более  $\pm 0,2$  дптр.

**Ключевые слова:** объем псевдоаккомодации, длина фокусной области артификаческого глаза, RMS-радиус от функции рассеяния точки на сетчатке.

## SUMMARY

**Holembovskyi O.O. Refractometry of the pseudophakic eye with the measurement the depth of focus.** – Manuscript.

The dissertation is devoted to the research of methods of measuring residual refraction and the optical component of the volume of pseudo-accommodation of the pseudophakic and presbyopic eyes.

The conducted review and analysis of existing subjective and objective methods of measurement to date showed that the main disadvantage of subjective methods is the disability to separate from the total volume of pseudo-accommodation that component, which is due solely to the effect of optics of the eye (optical component of the volume of pseudo-accommodation). Objective methods of definition can include the aberrometry of the eye with different methods of its hardware implementation. However, even with the use of a modern material and technical base, this method is not able to provide the necessary accuracy and speed, since it is indirect and additionally carries accumulated errors in the reconstruction of the wave aberration function. Based on the analysis it can be concluded that the existing methods for determining the residual ametropia and the optical component of the volume of pseudoaccomodation do not fully satisfy the needs of modern ophthalmology, and therefore the actual task is to develop a new method and hardware that can solve the specified problem.

To solve this problem, the paper's author suggests a new objective method for determining the residual refraction and the optical component of the volume of pseudo-accommodation of the pseudophakic and presbyopic eyes based on the implementation of a three-dimensional microphotometry of the air image of the light microwaves formed by the investigated aberration system.



The proposed method is to carry out a three-dimensional analysis of the distribution of illumination in the "air" image of light microwaves on the retina of the patient's eye. On the basis of this analysis, the depth of space of objects is determined, which is equal to the volume of the pseudo-accommodation of the eye. The method completely excludes the patient's influence on the measurement process, and therefore is completely objective and relatively simple in technical implementation.

To determine the position of the intersection in which the air image is considered to be the most focused, it is proposed to use the parameter RMS radius, which indicates not only the size of the light spot, but also the density distribution of illumination around the light center of the "weight" of the spot.

The intersection in which the value of  $RMS_r$  receives the minimum value is considered to be the plane of the best-focused "air" image of the microwaves. The position of this intersection indicates the distance to the further point of clear vision  $a_R$ , through which the size of the ametropia  $A_R$  is calculated.

The volume of pseudo-accommodation  $A_{PR}$  is determined by the distance  $a_{Ri}$  at which the function  $RMS_r(a_{Rk})$  increases by a permissible value, for example, by 5%, in which the visual apparatus still does not experience deterioration of the "sharpness" of the image of the point.

Each variation of the optic power of the F variolens is accompanied by the calculation of the RMS radius of the microwaves. The function reproduced in this way makes it possible to determine the simulated size of the eye ametropy and the volume of pseudo-accommodation. So the ametropy has a value at which the function gets the minimum value. The volume of pseudo-accommodation is defined as a range of values, in which the function is increased by an acceptable minimum value. In the specified range, the magnification values should not be accompanied by a noticeable deterioration of visual acuity for a person.

There was developed the functional scheme of the meter that implements this method and allows to provide the necessary speed, accuracy and range of measurement of refraction and the volume of pseudo-accommodation.

It has been performed the computer modeling of the proposed meter made from conditionally non-probable and real components. These studies have shown that in the range of values of  $\pm 5$  dptr of ametropia, the replacement of the aberrational paraxial components on the real does not lead to the appearance of relative error of the reproduction of the ametropia greater than 0.07%. This testifies to the insignificant influence of the residual aberrations of the real components of the system on the error of reproduction of the size of the ametropia model of the eye.

The mathematical and physical modeling of the action of the refractive index and the length of the focal region composed of conditionally non-probable and real aberration components during measurements, revealed that the effect of double-passes of rays in the eye on the measurement results does not exceed 0.1%, which is quite permissible.

The mathematical apparatus for calculating the RMS radius of the polar, axial, and centrifugal "moment of inertia" of light microwaves with a separation from its total value of the hardware and aberration component has been improved. The use of the proposed expressions in the method of three-dimensional microphotometry makes it possible to

objectively determinate the residual ametropia and the optical component of the volume of the pseudo-accommodation of the pseudophakic and presbyopic eyes.

Computer verification of correctness of the algorithm for reproduction of the size of the measurement and the volume of pseudo-accommodation, using this function  $RMS_r(\Phi_{ivar}^*)$ , showed that to improve the accuracy of the results of the procedure of measurement must be carried out in two stages, the first - with a large change step  $\Phi_{ivar}^*$  (up to 0.5 dptr), and on the second - in increments of 0.1 dptr in the range of  $\pm 0.5$  dptr around the minimum detected in the first stage.

When approximating the function  $RMS_r(\Phi_{ivar}^*)$ , sufficient accuracy is achieved already with three coefficients of a stepped polynomial quadratic, a sufficient selection of values of the function  $RMS_r(\Phi_{ivar}^*)$  is obtained for more than 10 values of  $\Phi_{ivar}^*$ .

Using an adequate physical model of optical system of the eye and the created photovoltaic model of the eye refractive meter, an experimental verification of the proposed method, hardware system and the theoretical positions obtained in the work, as well as the theoretically forecasted errors of reproduction of the refractive index and the depth of focus, were performed. It has been experimentally confirmed that the method allows measuring refraction with an error of not more than  $\pm 0,1$  dptr, and the volume of pseudoaccommodation, corresponding to the depth of focus, with an error of not more than 0,2 dptr.

**Key words:** the volume of pseudo-accommodation, the depth of focus of the pseudophakic eye, the RMS-radius of the point scattering function (PSF) on the retina.