

УДК 535(075)

І.Г. Чиж, О.О. Голембовський

МЕТОД І ПРИСТРІЙ ДЛЯ АНАЛІЗУ ФОКУСНОЇ ОБЛАСТІ ОПТИЧНОЇ СИСТЕМИ ОКА

In this paper, we demonstrate that the depth of focus (DOF) of the eye's optical system during implantation of intraocular lenses and aberration correction of presbyopic eyes should be identified and measured. The known methods and devices are described to determine the pseudo-accommodation volume of presbyopic eyes by subjective and objective methods. Their advantages and disadvantages are analyzed. We show that the main disadvantage of subjective methods is the impossibility to separate a pseudo-accommodation component caused by the eye's optics from its total volume. The disadvantage of the objective method based on results of eye aberrometry is an extremely complicated and cumbersome mathematical procedure of evaluating the DOF. The method and device are proposed for objective measurement of geometric parameters of the DOF deprived of the above-mentioned deficiencies. This method is based on the image analysis of the luminous point on the retina in the reverse light. A scheme was shown for the device that allows to scan the "air" image in a short period of time.

Вступ

Фокусна область оптичної системи (ОС) ока – це сформоване ОС ока зображення точкового джерела, на якому фіксовано погляд людини. Зображення точки є об'ємним. Його осьова довжина забезпечує зоровому органу деякий обсяг псевдоакомодації, тобто здатність без зміни форми кришталика однаково чітко бачити об'єкти, розміщені в деякому інтервалі відстаней до ока. Обсяг псевдоакомодації пропорційний довжині фокусної області, а тому ця довжина потребує вимірювань і аналізу. Зі зрозумілих причин довжину зображення точки вздовж візуальної осі ока виміряти безпосередньо неможливо, тому для її визначення використовують глибину простору об'єктів, оптично спряжену з фокусною областю. Довжину фокусної області (ДФО) в офтальмології прийнято визначати як різницю поданих у діоптріях відстаней між точками простору предметів, оптично спряжених із краями фокусної області.

Зображення точкового джерела є витягнутим уздовж візуальної осі внаслідок дифракції світла на краях зіниці ока та аберацій ОС ока [1, 2]. Якщо фокусна область утворюється переважно внаслідок дії аберації астигматизм, то її називають коноїдом Штурма [3].

Точне уявлення про функціональну залежність ДФО від дифракції та аберацій ОС ока має як наукове, так і практичне значення. Наукові питання виникають з потреби розкриття природи механізмів, що забезпечують зоровому органу псевдоакомодацію у пацієнтів, які зовсім втратили акомодативну функцію через віковий фактор (пресбіопічні очі) або внаслідок імплантації штучних кришталиків при лікуванні катаракти (артифакічні очі). Недостат-

ній для нормального зору обсяг псевдоакомодації у пресбіопічних або артіфакічних очах примушує людину з такими очима користуватися кількома парами окулярів із різною оптичною силою, що створює незручності. Тому потреба забезпечення таким пацієнтам штучного збільшення довжини фокусної області зумовлює практичний аспект проблеми.

Обсяг псевдоакомодації у пресбіопічного чи артіфакічного ока має дві складові. Перша складова залежить від довжини фокусної області, тобто забезпечується дією ОС ока (у подальшому ми будемо називати її оптичною складовою). Друга складова існує завдяки тому, що зоровий центр мозку обробляє сигнали, які надходять від сітківки. Завдяки цьому, наприклад, можливою є часткова компенсація дефокусування зображення, викликаного відсутністю акомодації. До цієї складової, вочевидь, додається ефект мікрофлуктуацій акомодації, пов'язаних із серцевою діяльністю та диханням людини.

Збільшення обсягу псевдоакомодації ока штучними засобами можливе лише за рахунок оптичної складової, на яку можна впливати конструкцією інтраокулярних, окулярних чи контактних лінз. На жаль, на цей час не існує методу, який би давав можливість безпосередньо вимірювати ДФО і здійснювати об'єктивне оцінювання оптичної складової обсягу псевдоакомодації [4]. В сучасній офтальмологічній практиці найчастіше використовують методи визначення обсягу псевдоакомодації. Для цього використовують показання пацієнта, який спостерігає таблиці знаків – таблиці Головіна–Сівцева, знаки Снеллена, кільця Ландольта тощо [1]. Але ці методи є суб'єктивними.

До об'єктивних методів визначення загального обсягу псевдоакомодації належить метод фіксування моменту ністагму ока (рефлекторних рухів ока під час спостереження за об'єктом, що рухається), коли роздільна здатність ока вже не дає змоги розрізнити об'єкт і стежити за його переміщенням [5].

Теоретично об'єктивно визначати ДФО можна за результатами аберометрії ока. Але цей метод, на жаль, є надто опосередкованим, і його точність є сумнівною через необхідність використання даних фізичних вимірювань аберацій ока, які завжди є неточними. Не додає точності також велика кількість громіздких і складних математичних процедур.

Постановка задачі

Відсутність методів об'єктивних неопосередкованих вимірювань оптичної складової обсягу псевдоакомодації ока стимулює створення об'єктивного методу визначення ДФО ока через вимірювання оптичної складової обсягу псевдоакомодації. Створення такого методу та розроблення його апаратного забезпечення є метою цієї роботи.

Досягнення вказаної мети потребує здійснення огляду інформаційних джерел і систематизації існуючої інформації, огляду відомих методів вимірювань обсягу псевдоакомодації та ДФО, порівняльного аналізу цих методів із визначенням їх переваг і недоліків, обґрунтування за необхідності нового принципу дії вимірювача ДФО, вільного від недоліків аналогів і прототипів.

Аналіз методів і апаратних засобів для вимірювань обсягу псевдоакомодації ока

На сьогодні відомі кілька методів вимірювання обсягу псевдоакомодації пресбіопічних чи артіфакічних очей. Ці методи можна поділити на дві групи – суб'єктивні та об'єктивні. До суб'єктивних належать ті, що використовують зорову реакцію пацієнта, який повинен розпізнавати конкретні опто типи, розміщені на відстанях від ока, що змінюються. Вимірювання фокусної області об'єктивними методами здійснюються без активної участі пацієнта.

Відомий один із найпростіших суб'єктивних методів, запропонований авторами публікацій [6, 7]. Обсяг псевдоакомодації цим методом визначається за допомогою чорних точок, радіально розміщених на кожній із трьох скля-

них пластин, що розташовуються одна за одною на оптичній лаві. Середня пластина розміщується відносно ока пацієнта на відстані 50 см. Пацієнт фіксує погляд на цій пластині, дві інші пластини поступово переміщуються в напрямку до середньої. Їх рух закінчується в той момент, коли точки на всіх трьох пластинах пацієнт бачить однаково "різко". Цим методом було встановлено, що при постійній освітленості сітківки величина обсягу псевдоакомодації обернено пропорційна діаметру зіниці ока. При діаметрі зіниці 3 мм у більшості пацієнтів вона перебувала в діапазоні від $\pm 0,33$ до $\pm 0,54$ дптр. Треба підкреслити, що метод не гарантує достовірних результатів через велику вірогідність похибок, пов'язаних із неможливістю контролювати виконання пацієнтом умови фіксації погляду на середній пластині. У пацієнта також може існувати залишковий обсяг реальної фізіологічної акомодації, який додається до обсягу псевдоакомодації, помилково збільшуючи його.

У праці [8] запропонований метод визначення обсягу псевдоакомодації з використанням для цього процедури оцінювання гостроти зору пацієнта. Гострота зору оцінювалася за допомогою кілець Ландольта. Пацієнт за цим методом визначає місце розриву кілець при змінних відстанях між оком і екраном з кільцями Ландольта. Діапазон відстаней, у якому гострота зору практично є незмінною, вказує на обсяг псевдоакомодації ока. Таким методом у [8] було встановлено середній обсяг псевдоакомодації $\pm 0,18$ дптр при діаметрі зіниці 4,2 мм. Але цей діапазон виявився істотно залежним від розмірів кілець Ландольта. При переході до кілець з меншими діаметрами спостерігалось звуження діапазону ДФО до $\pm 0,1$ дптр. Цей факт свідчить про те, що обсяг псевдоакомодації і, відповідно, довжина фокусної області є залежними від кутового розміру щілини у кільці Ландольта і зростають при збільшенні ширини щілини. Іншими словами, спостерігається залежність результатів від розмірів опто типів.

Більш досконалий метод досліджень величини обсягу псевдоакомодації був розроблений і реалізований авторами праці [9]. Ними було експериментально досліджено величину обсягу псевдоакомодації не тільки при зміні кутових розмірів знаків Шеллена – літери **Е**, але й при зміні їх контрасту, розміру зіниці та з урахуванням практичного досвіду пацієнта, тобто

його вмінь і навиків щодо самотестування власної гостроти зору.

Згідно з методом [9] на відстані 8,6 м від ока пацієнта розміщується екран із зображенням літери **Е**. За умовами спостереження кутовий розмір елементів літери змінюється від 0,2' до 0,7' з кроком 0,1'. Контраст між екраном і зображенням при освітленості 85 кд/см² становить 99%.

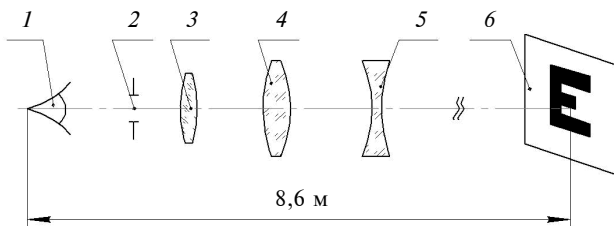


Рис. 1. Схема досліджень величини обсягу псевдоакомодації згідно з [9]: 1 – око пацієнта, 2 – штучна зіниця (діафрагма), 3 – лінза для корекції аметропії та астигматизму ока пацієнта, 4 – оптометрична лінза Бадаля, 5 – розсіювальна лінза, 6 – екран із тест-об'єктом

Пацієнт розглядає зображення літери через ОС, розміщену на оптичній лаві між оком та екраном. ОС складається з двох компонентів. Перший має оптичну силу +5 дптр, другий – 6 дптр. При відповідній відстані між компонентами ця система може перетворюватися на телескопічну систему Галілея, повернуту до ока пацієнта об'єктивом, а окуляром – до екрана з літерою. В такому стані система компонентів 4 і 5 має нульову оптичну силу. Компонент 5 має можливість переміщуватися вздовж оптичної вісі для досягнення двох цілей. Перша ціль – компенсація аметропії ока пацієнта, якщо вона має місце. Аметропія є компенсованою, коли око пацієнта “чітко” бачить літеру **Е** на екрані. Якщо, крім аметропії, око має ще й астигматизм, то його, за необхідності, виправляють циліндричною лінзою 3. Друга ціль осьового переміщення лінзи 5 – надання контрольованого дефокусування зображення літери відносно сітківки ока пацієнта. Мета – виявлення того найбільшого діапазону дефокусування зображення літери відносно сітківки, в якому зоровий апарат пацієнта ще не відчуває дефокусування. Визначений у діоптріях діапазон нечутливості ока до дефокусування і є його обсягом псевдоакомодації.

Для виявлення впливу на величину обсягу псевдоакомодації діаметра зіниці перед оком

встановлюється діафрагма з отвором. При вимірюваннях обсягу псевдоакомодації цей отвір забезпечує примусовий і незмінний діаметр освітленої зони зіниці. Результати досліджень впливу діаметра освітленої зони зіниці на обсяг псевдоакомодації ока відображені графіками на рис. 2.

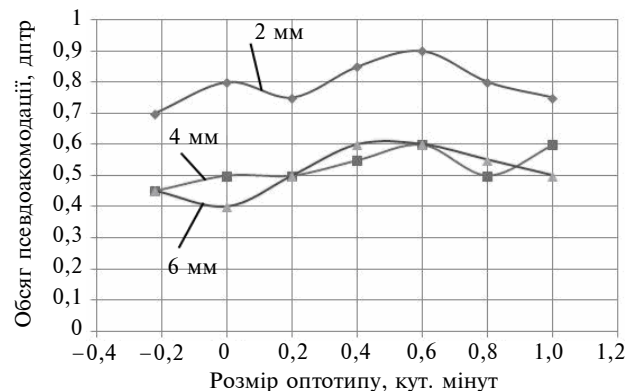


Рис. 2. Графіки залежності обсягу псевдоакомодації від діаметра зіниці ока

Залежність обсягу псевдоакомодації від контрасту зображення виявилась незначною (рис. 3), а отже, його величина істотно не впливає на точність вимірювань.

Наявність у пацієнта досвіду через надання йому точних інструкцій мало суттєвий вплив на кінцевий результат вимірювань. Пацієнти, яким заздалегідь не було роз'яснено методу аналізу зображення, давали досить неточні показання, що призводило до значного відхилення таких вимірювань від решти результатів. Це ще раз підтверджує великий недолік суб'єктивних методів вимірювань і ставить під сумнів достовірність отриманих за їх допомогою результатів.

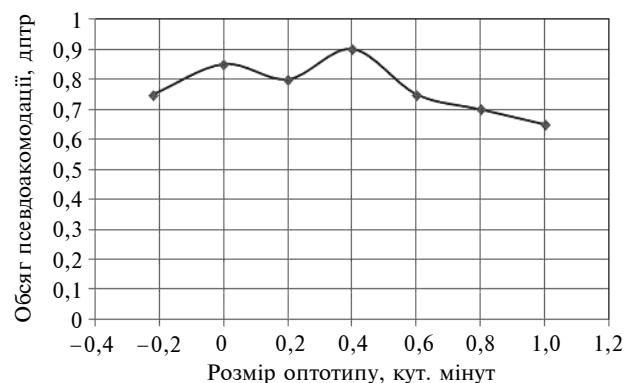


Рис. 3. Графік залежності обсягу псевдоакомодації від кутового розміру літери **Е**

Інший метод вимірювання обсягу псевдоакомодації був запропонований українським вченим-офтальмологом професором М.М. Сергієнком. Метод полягає у відтворенні залежності гостроти зору від відстані, на якій вона оцінюється [10]. Умови методу: дослідження проводяться у приміщенні з освітленістю екрану з оптотипами у 210 лк. Як оптотипи використовуються кільця Ландольта.

Екран, за допомогою якого визначалася гострота зору, розміщується на рухомій платформі і освітлюється двома лампами (рис. 4) [11].

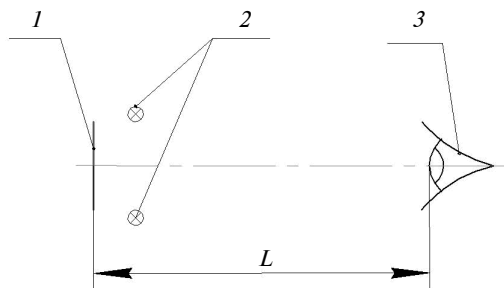


Рис. 4. Схема вимірювання обсягу псевдоакомодації за методом М.М. Сергієнка: 1 – рухомий екран з оптотипами – кільцями Ландольта, 2 – освітлювальні лампи, 3 – око пацієнта

Голова пацієнта при проведенні експерименту перебуває у фіксованому і розслабленому положенні. Гострота зору оцінюється при зміні відстані від ока до екрана з кроком 10 см у діапазоні від 3 м до 20 см. При кожній відстані пацієнт повинен правильно вказати положення розриву кільця Ландольта. Перед пацієнтом почергово встановлюють оптотипи з меншими розмірами кілець Ландольта. Зменшення розмірів оптотипів припиняється з моменту першої помилки пацієнта у визначенні положення розриву кільця. Під час показу кожного аркуша з кільцями його положення змінюють 3-4 рази (затуливши від пацієнта) так, щоб розрив кожного разу був спрямований в інший бік. Гострота зору для кожної відстані розраховується за формулою

$$V = d/D,$$

де V – гострота зору, d – відстань, на якій вона встановлена, D – відстань від ока до екрана, що відповідає межі кутового розділення $1'$.

Обсяг псевдоакомодації розраховується за формулою

$$F[\text{дптр}] = \frac{1000}{a_{\min}} - \frac{1000}{a_{\max}}, \quad (1)$$

де F – обсяг псевдоакомодації, a_{\min} – відстань у міліметрах до найближчої точки, a_{\max} – відстань до найдальшої точки зору з фіксованою гостротою зору.

У такий спосіб при діаметрі зіниці 4 мм були отримані середні значення F у межах $1,12 \pm 0,035$; $0,62 \pm 0,021$; $0,47 \pm 0,027$ дптр при значеннях гостроти зору 1,0; 1,5; 2,0 відповідно.

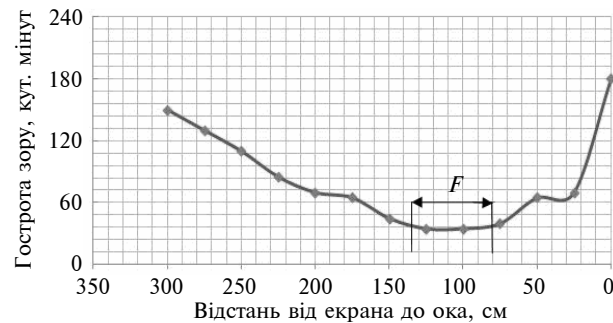


Рис. 5. Графік залежності гостроти зору від відстані між екраном з оптотипами та оком; F – діапазон, що відповідає обсягу псевдоакомодації, визначеному при гостроті зору 1,5

Перевагами такого методу є простота його реалізації та висока достовірність отриманих результатів. Але до недоліків слід віднести великий проміжок часу, потрібний для проведення оцінок гостроти зору, що через втому пацієнта може негативно вплинути на результати, а також відсутність можливості виділити з обсягу акомодації ока її оптичну складову.

Позбавленим недоліків попереднього методу є метод, запропонований групою іспанських дослідників [12]. Метод заснований на використанні даних aberометрії ока, яка здійснюється за частки секунди, не потребує активної участі пацієнта у вимірюваннях і, що найголовніше, дає змогу отримати дані саме про оптичну складову обсягу псевдоакомодації. Оптична схема вимірювальної установки показана на рис. 6.

Установка містить освітлювальний і вимірювальний канали, що поєднуються за допомогою поляризаційного світлоділительного куба б. Як джерела випромінювання у вимірювальному каналі використовуються He-Ne-лазер з $\lambda = 543$ нм і лазерний діод з $\lambda = 788$ нм. Сфокусоване об'єктивом 17 світло направляється на тонкий отвір – мікродіафрагму, яка виконує функцію точкового джерела випромінювання, що проектується на сітківку ока пацієнта і утворює на ній світлову мікропляму. Між світ-

лоділительним кубом і оком пацієнта встановлено телескопічну систему Бадаля 8, один із компонентів якої переміщується вздовж осі кроковим двигуном. Ці переміщення потрібні для досягнення чіткого зображення діафрагми 16 на сітківці ока. Перед системою Бадаля 8 встановлюється діафрагма 11, яка системою Бадаля оптично спрягається з зіницею ока і обмежує її освітлену зону колом потрібного діаметра.

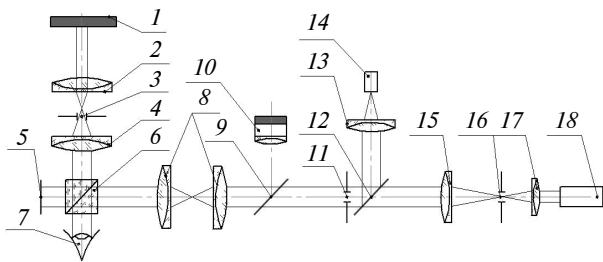


Рис. 6. Оптична схема установки для визначення оптичної складової обсягу псевдоакомодації: 1 – датчик Гартмана–Шека; 2, 4 – компоненти системи Бадаля, що спрягають зіницю ока та лінзовий растр датчика Гартмана–Шека; 3 – польова діафрагма; 5 – дзеркало; 6 – поляризаційний світлоділительний куб; 7 – око пацієнта; 8 – система Бадаля; 9, 12 – світлоділительні дзеркала; 10 – відеокамера; 11 – штучна зіниця; 13, 15, 17 – об’єктиви; 14 – лазерний діод $\lambda = 788$ нм; 16 – мікродіафрагма; 18 – He-Ne-лазер

Як вимірвач деформацій хвильового фронту, що виходить з ока пацієнта, використано датчик Гартмана–Шека. Швидкісна відеокамера 10, Spectra Source Instruments, MCD 600S, що має високу роздільну здатність, функціонує синхронно з датчиком Гартмана–Шека і здійснює запис зображення освітленої сітківки ока. У датчику Гартмана–Шека встановлено лінзовий растр, складений із 35 мікролінз з апертурою 1 мм.

Перед початком вимірювань пацієнт відшукує максимально чітке зображення точкового джерела світла за допомогою переміщення компонента системи Бадаля 8. На цьому його активна участь у вимірюваннях завершується. Знайдене положення компонента покладається за початкове для інших вимірювань. Кроковий двигун, керований за допомогою комп’ютерної програми, лінійно переміщує компонент системи Бадаля вздовж оптичної вісі. Діапазон переміщень вказаного компонента призводить до еквівалентного дефокусування зображення мікроплями на сітківці у діапазоні ± 12 дптр з кроком 0,0856 дптр у першій сесії та 0,125 дптр у другій. Кожний крок супроводжується збере-

женням сигналів з відеокамери і датчика Гартмана–Шека у пам’яті комп’ютера.

Відповідно до кожного кроку відтворюються функція хвильової аберації, модуляційна передавальна функція (МПФ) та функція розсіювання точки (ФРТ). Визначення оптичної складової обсягу псевдоакомодації відбувається за допомогою критерію допустимої зміни контрольованого параметра, що характеризує якість зображення точкового джерела на сітківці (радіуса ФРТ, граничної частоти МПФ тощо). Цим методом було встановлено, що для зіниці з діаметром отвору 2, 4 і 6 мм оптична складова обсягу псевдоакомодації становить 0,54, 0,31 і 0,21 дптр відповідно.

Останній із розглянутих методів, безумовно, є суттєвим кроком на шляху до автоматизації процедури вимірювань оптичної складової обсягу псевдоакомодації, тобто довжини фокусної області ока. Проте апаратна реалізація цього методу потребує використання і вдосконалення сучасних офтальмологічних аберометрів, які через ціновий фактор є малодоступними для широкого кола лікарів-офтальмологів. До того ж використання крокового двигуна та механізмів переміщення компонента системи Бадаля істотно знижує швидкість такого приладу.

Поданий вище огляд дає змогу зробити висновок про необхідність створення вимірвача, який би також об’єктивно, але не за допомогою аберометрії ока, а безпосередньо, давав можливість вимірювати оптичну складову обсягу псевдоакомодації пресбіопічного чи артіфакічного ока. Цю вимогу може задовольнити розроблений нами метод, суть якого викладена далі.

Визначення оптичної складової псевдоакомодації ока методом вимірювання довжини “повітряного” зображення світлової мікроплями на сітківці

“Повітряним” зображенням в офтальмології називають зображення сітківки, сформоване самою ОС ока у зворотному напрямку променями, що відбиваються від сітківки, проходять через ОС ока і утворюють дійсне (при міопії) чи уявне (при гіперметропії) зображення сітківки, а точніше її освітленої ділянки. Для визначення оптичної складової обсягу псевдоакомодації пропонується використовувати “повітряне” зображення світлової мікроплями на сітківці у зоні фовеоли. Скануючи вздовж оптичної вісі “повітряне” зображення світлової мікроплями, можна виміряти її осьову довжину за

вибраним критерієм і потім подати оптичну складову обсягу псевдоакомодації формулою, аналогічною формулі (1).

На рис. 7 зображена оптична схема пристрою, який дає можливість реалізувати такі вимірювання. Пристрій має відеокамеру в складі фотоприймача зображень 1 та об'єктива 2, лазерний діод 3 з колімаційною оптикою, поляризаційний світлоділительний куб-призму 4, лінзовий панкратичний компонент 5, телескопічну систему Бадаля, складену із компонентів 6 і 7. Взаємне розміщення компонентів на рис. 7 пояснюється точками фокусів компонентів і ходом променів. Телескопічна система Бадаля оптично спрягає зіницю ока і панкратичний компонент 5. Як панкратичний компонент використано варіолінзу, що функціонує на ефекті електрозмочування і яка під керуванням комп'ютера може змінювати оптичну силу в діапазоні ± 10 дптр з достатньо великою швидкістю [13].

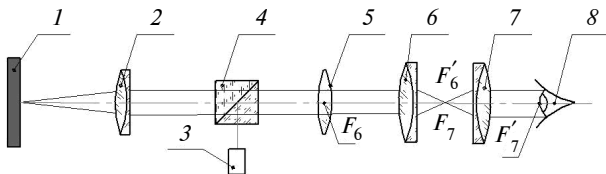


Рис. 7. Функціональна схема пристрою, що реалізує запропонований метод: 1 – фотоприймач зображень швидкісної відеокамери, 2 – об'єктив, 3 – джерело випромінювання (лазер), 4 – світлоділительна поляризаційна призма-куб, 5 – панкратичний компонент, 6, 7 – компоненти система Бадаля, 8 – око пацієнта

Метод, що пропонується, полягає у здійсненні аналізу тривимірного розподілу освітленості у “повітряному” зображенні світлової мікроплями на сітківці ока пацієнта [14]. На основі цього аналізу визначається глибина простору об'єктів, яка дорівнює обсягу псевдоакомодації ока. Метод повністю виключає вплив пацієнта на процес вимірювань, а тому є цілком об'єктивним і порівняно простим у технічній реалізації.

Направлений в око тонкий пучок променів утворює на сітківці ока мікропламу, розмір якої залежить від наявних в оці аберацій (наявності аметропії – гіперметропії, астигматизму). Змінюючи із заданим кроком, наприклад у 0,1 дптр, оптичну силу панкратичного компонента, можна досягти мінімального розміру мікроплями на сітківці. Те, що відбувається на сітківці, фіксується відеокамерою синхронно зі

зміною оптичної сили панкратичного компонента. Коли на сітківці утворюється мікропляма з мінімальним радіусом R_{\min} другого гауссового моменту від функції розподілу освітленості в мікроплямі, то на фотоприймачі відеокамери зображення освітленої зони сітківки, сформоване у зворотному напрямку ОС ока і компонентами 2, 5, 6, 7, також має мінімальний аналогічний радіус. Якщо око аметропічне, то оптична сила панкратичного компонента 5 при досягненні R_{\min} дорівнює з протилежним знаком величині аметропії ока. Цей ефект можна використовувати для вимірювання аметропії ока, тобто для створення офтальмологічного авторефрактометра [15].

Довжина фокусної області ОС ока визначається за допомогою графіка функції $R = R(\Phi)$, де Φ – оптична сила панкратичного компонента 5. Якщо встановити значення $R_{\text{доп}}$ з допустимим перевищенням над значенням R_{\min} , що забезпечує оку пацієнта практично незмінну наявну гостроту зору, то діапазон $\Delta\Phi$, де $R \leq R_{\text{доп}}$, може об'єктивно визначати обсяг псевдоакомодації ока.

На рис. 8 показано експериментальний зразок вимірювача діапазону $\Delta\Phi$, а на рис. 9 – графік отриманих результатів вимірювань.

Попередні експериментальні дослідження, проведені на експериментальному зразку вимірювача, показали його високу чутливість до зміни оптичної сили моделі ока і досить високі потенційні можливості щодо об'єктивної оцінки оптичної складової обсягу псевдоакомодації ока.

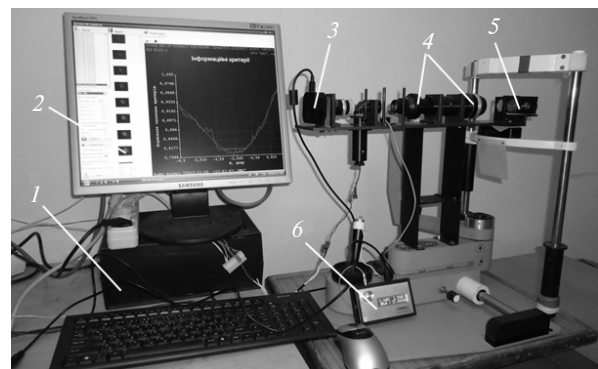


Рис. 8. Загальний вигляд експериментального зразка вимірювача: 1 – електричний блок, 2 – монітор комп'ютера з відображенням на ньому графіком $R = R(\Phi)$, 3 – швидкісна відеокамера, 4 – система Бадаля, 5 – модель пресбіопічного чи артіфакічного ока, 6 – блок автоматизованого керування оптичною силою варіолінзи

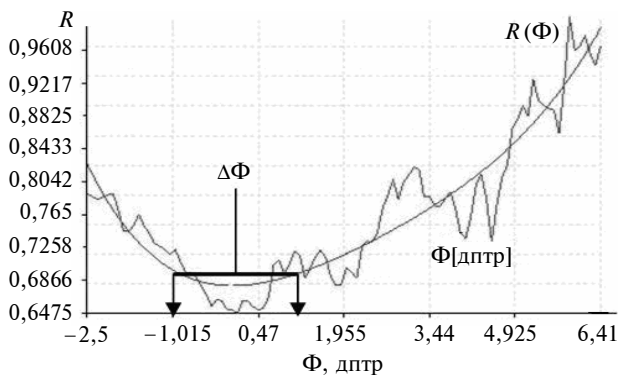


Рис. 9. Графік функції $R = R(\Phi)$ як результат апроксимації експериментальних даних

Висновки

Існуючі на сьогодні методи і апаратні засоби для визначення обсягу псевдоакомодації пресбіопічного або артіфакічного ока не дають змоги відокремити в цьому обсязі складову, що обумовлена властивостями і вадами ОС ока, а тому не можуть задовольнити вимоги сучасної офтальмології та клінічної практики. Викорис-

тання aberометрії ока для виявлення обсягу псевдоакомодації є сумнівним через надто велику опосередкованість визначення цього обсягу за результатами вимірювань аберацій.

У роботі знайдена і практично підтверджена можливість визначення обсягу псевдоакомодації за допомогою поздовжнього сканування, реєстрації і аналізу поперечного розподілу освітленості у перетинах сформованого самою ОС ока “повітряного” зображення світлової мікроплями на сітківці в зоні макули.

Використання для поздовжнього сканування “повітряного” зображення точки електрокерованої варіолінзи, що функціонує на ефекті електрозмочування, а також швидкісного відео-запису дає можливість зареєструвати розподіл освітленості в 50 перетинах “повітряного” зображення точки за час, менший однієї секунди.

Подальшого дослідження і теоретичного обґрунтування потребує вибір ефективного критерію для визначення обсягу псевдоакомодації за результатами аналізу розподілу освітленості у зазначених перетинах.

1. *Аберометрія оптичної системи ока людини* / І.Г. Чиж, Г.С. Тимчик, Т.О. Шиша, Н.Б. Афончина. — К.: ВПК “Політехніка”, 2013. — 290 с.
2. *Чиж І.Г., Колтун З.М.* Глибина фокусної області оптичної системи ока та величина обсягу псевдоакомодації // Вимірювальна та обчислювальна техніка в технологічних процесах. — 2012. — Вип. 1. — С. 30–34.
3. *Сергиенко Н.М.* Офтальмологическая оптика. — 2-е изд. — М.: Медицина, 1991. — 37 с.
4. *Тутченко Н.Н.* Вимірювання об’єму псевдоакомодації та його клінічне значення при артіфакії: Дис. ... канд. мед. наук. — К.: Нац. мед. академія післядипломної освіти ім. П.Л. Шупика, 2007. — 160 с.
5. *Ярбус А.Л.* Роль движений глаз в процессе зрения. — М.: Наука, 1965. — 166 с.
6. *F.W. Campbell*, “The depth of field of the human eye”, *Optical Acta*, vol. 4, pp. 157–164, 1957.
7. *P.W. Miles*, “Depth of focus and amplitude of accommodation through trifocal glasses”, *Arch. Ophthalmol.*, vol. 49, pp. 271–279, 1953.
8. *R.J. Jacobs et al.*, “Effect of defocus on blur thresholds and on thresholds of perceived change in blur: comparison of source and observer methods”, *Optom. Vis. Sci.*, no. 8, pp. 545–553, 1989.
9. *D.A. Atchinson et al.*, “Subjective depth-of-focus of the eye”, *Ibid*, no. 7, pp. 511–520, 1997.
10. *Сергиенко Н.М., Кондратенко Ю.Н., Тутченко Н.Н.* Глубина фокуса в псевдофакических глазах // *Graefes. Arch. Clin. Exp. Ophthalmol.*, no. 11, pp. 1623–1627, 2008.
11. *Спосіб визначення об’єму псевдоакомодації: Декларативний патент на винахід.* — № 71742 UA A61P27/08 від 15.12.2004, Бюл. № 12.
12. *S. Marcos et al.*, “The depth-of-field of the human eye from objective and subjective measurements”, *Vision Res.*, no. 39, pp. 2039–2049, 1999.
13. *Чиж І.Г., Голембовський О.О.* Варіоптичні лінзи на ефекті електрозмочування // Вимірювальна та обчислювальна техніка в технологічних процесах. — 2012. — Вип. 1. — С. 34–39.
14. *Чиж І.Г.* Визначення просторово-роздільної здатності і глибини фокусної області оптичної системи ока за допомогою радіусів других гауссових моментів від функції розсіювання точки // Наукові вісті НТУУ “КПІ”. — 2005. — № 1. — С. 77–88.
15. *Офтальмологічний рефрактометр: Патент України на корисну модель* / І.Г. Чиж, О.О. Голембовський, Т.О. Шиша. — № 74751: Бюл. № 1 від 26.11.2012.