

4. Основы клинической дистанционной термодиагностики / Под ред. Л.Г. Розенфельда. - К.: Здоровья, 1988. - 224 с.
5. Куртев Н.Д., Анцыферов С.С. Структурно-стохастический метод обработки и распознавания информации тепловых изображений // Оптический журнал. - 1997. – Т. 64, №2. - С.35-37.
6. Ллойд Дж. Системы тепловидения: Пер. с англ. - М.: Мир, 1978. - 414 с.
7. Gerald C. Holst, Common sense approach to thermal imaging. - JCD Publishing Winter Park, Florida USA and SPIE, Bellingham, Washington USA. - 2000. - 377 p.
8. Глезер В.Д., Цуккерман И.И. Информация и зрение. - М.-Л.: Изд-во Акад. Наук СССР, 1961. - 183 с.
9. Домбругов Р.М. Телевидение. - 2-е изд. - К.: Выща шк., 1988. - 215 с.
10. Сизов Ф.Ф., Бехтір О.В., Забудський В.В. та ін. Дослідження можливостей дистанційної медичної термографії // Вісник НТУУ "КПІ". Приладобудування. - 2003. - №25. - С.135-137.
11. Ярославский Л.П. Введение в цифровую обработку изображений. - М.: Сов.радио, 1979. - 312 с.
12. Павлидис Т. Алгоритмы машинной графики и обработки изображений: Пер. с англ. - М.: Радио и связь, 1986. - 400 с.
13. Дьяконов В. MATLAB. Обработка сигналов и изображений. Специальный справочник. - СПб.: Питер, 2002. - 608 с.
14. Уэйнманн Э., Лурекас П. Photoshop 6 для Windows & Macintosh: Пер. с англ. - М.: ДМК Пресс, 2002. - 752 с.
15. Демирчоглян Г.Г., Катус Г.П. Бионические системы зрения. - Ереван, 1974. - 154 с.
16. Быстрые алгоритмы в цифровой обработке изображений (преобразования и медианные фильтры) / Под ред. Т.С. Хуанга: Пер. с англ. - М.: Радио и связь, 1984. - 224 с.

<p>Бехтір Е.В., Сизов Ф.Ф., Чешук В.Е., Носко М.М., Олійниченко Г.П. <b>Повышение визуальной информативности термограмм при онкологических заболеваниях молочных желез.</b></p> <p>Рассмотрены особенности интерпретации термограмм молочных желез. С учетом законов зрительного восприятия информации, с целью улучшения информативности визуализации термограмм, предложено алгоритм обработки тепловых изображений. Приведены примеры обработки и исследования термограмм обследованных онкологических больных.</p>	<p>Bekhtir O.V., Sizov F.F., Cheshuk V.E., Nosko M.M., Oliynychenko G.P. <b>Improvement of the thermogram's visual self-descriptiveness for oncology disease of the mammas.</b></p> <p>Features of the interpretation for mamma's thermograms are considered. The algorithm based on the laws of the visual perception for processing of the thermal images to improve the thermogram's visualization self-descriptiveness was proposed. The examples of processing and investigation of the examined oncology patient's thermograms are presented.</p>
--	---

*Надійшло до редакції  
21 квітня 2004 року*

УДК 681. 784

## ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНЕ ДОСЛІДЖЕННЯ ПОХИБОК ВИМІРЮВАННЯ АМЕТРОПІЇ ТА АСТИГМАТИЗМУ МЕТОДОМ РЕЙТРЕСІНГУ

*Чиж І.Г., Сокурєнко В.М., Афончина Н.Б., Національний технічний університет України*

*“Київський політехнічний інститут”, м. Київ, Україна*

*За допомогою макета прецизійного рейтресінгового аберометра та імітатора оптичної системи ока досліджено похибки вимірювання аметропії та астигматизму, котрі виникають при довільному розташуванні ока уздовж оптичної осі аберометра. Запропоновано рекомендації щодо здійснення контролю позиціонування ока*

## **Вступ**

Рейтресінгова аберометрія оптичної системи (ОС) ока – один з важливих напрямків розвитку сучасного офтальмологічного приладобудування. Головні зусилля розробників цього напрямку зосереджені зараз на вивченні методичних та інструментальних похибок методу з метою розробки заходів до їх зменшення. Робота висвітлює результати експериментальних досліджень методичної похибки рейтресінгової аберометрії, зв'язаної із подвійним проходженням світла в ОС ока – від рогівки до сітківки і назад, і довільним розташуванням ока вздовж оптичної осі приладу.

## **Постановка задачі**

В роботах [1, 2] показано, що довільне уздовж оптичної осі розташування ока пацієнта відносно вхідної зіниці вимірювача координат світлової плями на сітківці призводить до похибок вимірювання її координат. Внаслідок цього виникають похибки відтворення коефіцієнтів при поліномах Церніке, котрі визначають абераційні вади ока, насамперед аметропії та астигматизму. Але теоретичні дослідження в [1] супроводжувалися прийняттям деяких припущень, потрібних для спрощення математичного моделювання. Так діаметр жмута променів, що здійснює рейтресінг, діаметр світлової плями від цього жмута на сітківці та діаметр вхідної зіниці вимірювального каналу приймалися нескінченно малими величинами. До того ж траєкторії променів визначалися за допомогою теорії нульових променів та представлення ОС ока кардинальними елементами. Для запобігання помилок при практичному застосуванні результатів цих теоретичних досліджень вважалося за важливе перевірити їх експериментально. Тому головними задачами даної роботи постали:

- створення макету рейтресінгового аберометра, якість функціонування якого забезпечила б можливість достатньо точного виявлення вищезазначених похибок;
- створення імітатора ОС ока з штучно введеними, регульованими і контрольованими абераціями;
- дослідження похибок експериментального визначення коефіцієнтів Церніке ОС імітатора ока, порівняння цих похибок з теоретично визначеними в [1, 2] при тих же умовах.

Мета роботи – розробка рекомендацій щодо усунення або зменшення похибок рейтресінгового аберометра, пов'язаних з подвійним проходженням світла і некоректним позиціонуванням приладу відносно ока пацієнта.

### **Методика експериментальних досліджень**

Експериментальній перевірці підлягають теоретично виявлені в [1,2] залежності похибок визначення церніковських коефіцієнтів дефокусування (аметропії)  $C_{2,0}$  і астигматизму  $C_{2,2}$  від відстані  $z$  між вхідною зіницею вимірювального каналу аберометра і конкретною кардинальною точкою ОС ока. В [1] такою точкою запропоновано вважати передню головну. Але в роботі [2] доведено, що коефіцієнти  $C_{2,0}$  і  $C_{2,2}$ , знайдені при умові суміщення вхідної зіниці вимірювального каналу із передньою вузловою точкою ОС, дозволяють розраховувати величини аметропії і астигматизму ока, відповідні їх стандартним визначенням [3]. Вказані залежності мають вигляд:

$$\delta C_{2,0}(z) = \frac{C_{2,0}(z) - C_{2,0}}{C_{2,0}} = -\frac{\tilde{z}}{2C_{2,0}}(a + b), \quad (1)$$

$$\delta C_{2,2}(z) = \frac{C_{2,2}(z) - C_{2,2}}{C_{2,2}} = -\frac{\tilde{z}}{2C_{2,2}}(a - b), \quad (2)$$

де: 
$$a = \frac{(2C_{2,0} + C_{2,2})^2}{r_{\max} + 2\tilde{z}(2C_{2,0} + C_{2,2})}, \quad b = \frac{(2C_{2,0} - C_{2,2})^2}{r_{\max} + 2\tilde{z}(2C_{2,0} - C_{2,2})}, \quad \tilde{z} = \frac{z}{r_{\max}},$$

де:  $r_{\max}$  – радіус зони на зіниці ока, в якій визначаються коефіцієнти Церніке,

$C_{2,0}$ ,  $C_{2,2}$  – коефіцієнти Церніке дефокусування та первинного астигматизму, знайдені при вищезазначеній умові ( $z = 0$ ).

Методика досліджень полягала в: 1) проведенні рейтресінгу оптичної системи імітатора ока при різних значеннях відстані  $z$ , оптичні параметри та модельовані аберації якого були заздалегідь відомими, 2) визначенні коефіцієнтів Церніке  $C_{2,0}(z)$ ,  $C_{2,2}(z)$ ; 3) порівнянні визначених в п.2) значень  $C_{2,0}(z)$ ,  $C_{2,2}(z)$  із тими, які вони мають при  $z = 0$ ; 4) виявленні похибок  $\delta C_{2,0}(z)$  і  $\delta C_{2,2}(z)$ , і порівнянні їх з тими значеннями, які вони мають в тих же умовах за формулами (1),(2).

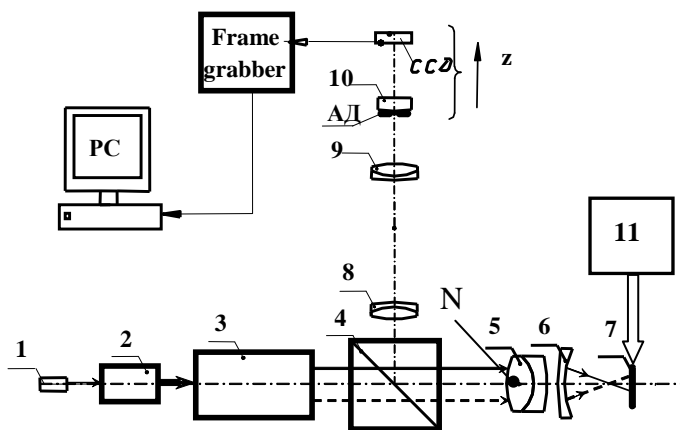
З аналізу формул похибок  $\delta C_{2,0}(z)$ ,  $\delta C_{2,2}(z)$  зрозуміло, що їх експериментальне дослідження потребує наявності прецизійного аберометра. Відповідно цьому був створений макет аберометра, а також спеціальна комп'ютерна програма для запису відеокадрів і високоточного визначення координат світлової плями на сітківці імітатора ОС ока з наступним визначенням по результатам вимірювання цих координат коефіцієнтів Церніке та інших абераційних параметрів і характеристик імітатора. Функціональна схема і фотографія макету аберометра показані на рис. 1, 2.

Точність позиціювання перед імітатором ока лазерного пучка (звуженого до діаметру 0.4 мм) – кутового (похибка не більше 3 кутових секунд) та лінійного на зіниці імітатора ока (похибка не більше  $\pm 5$  мкм по двох координатах) – забезпечувалася використанням прецизійного дефлектора, створеного на базі точно виготовленої плоскопаралельної оптичної пластини, яка в установці мо-

же мати фіксований нахил до осі та фіксовані азимутальні кутові положення навколо осі, потрібні для переміщення лазерного пучка по зіниці імітатора ОС ока уздовж радіуса і азимутального кута відповідно.

Потрібна точність вимірювання координат світлової плями на імітаторі сітківки досягалася використанням спеціально розробленого алгоритму математичної обробки відеосигналів приймача зображень (CCD) [4].

Імітатор ОС ока був створеним на базі розробленої для цього двохлинзової склейки, з фокусною відстанню, наближеною до фокусної відстані живого ока дорослої людини, яка в зоні зіниці  $\varnothing$  8 мм є практично безабераційною (поперечна сферична аберація на довжині хвилі 0.63 мкм не перевищує 2 мкм).



1 – лазер, 2 – формувач тонкого лазерного жмута, 3 – дефлектор, 4 – світлоподільник, 5 – імітатор еметропічного ока, 6 – приставна лінза, 7 – імітатор сітківки, 8, 9 – лінзи системи Бадаля, АД – апертурна діафрагма, N – вузлова точка, 10 – об’єктив телевізійної CCD-камери, 11 – механізм обертання сітківки, frame-grabber – плата для запису відеосигналів, PC – персональний комп’ютер  
Рисунок 1 – Функціональна схема установки

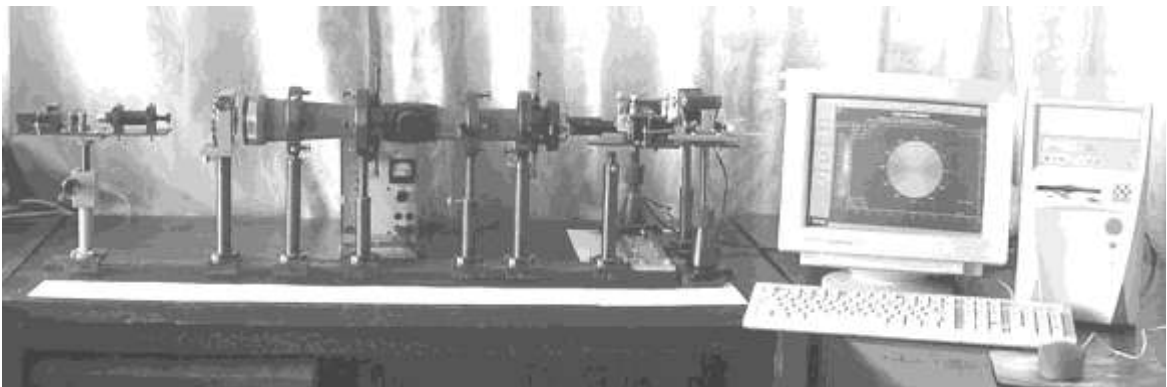


Рисунок 2 – Загальний вигляд експериментальної установки

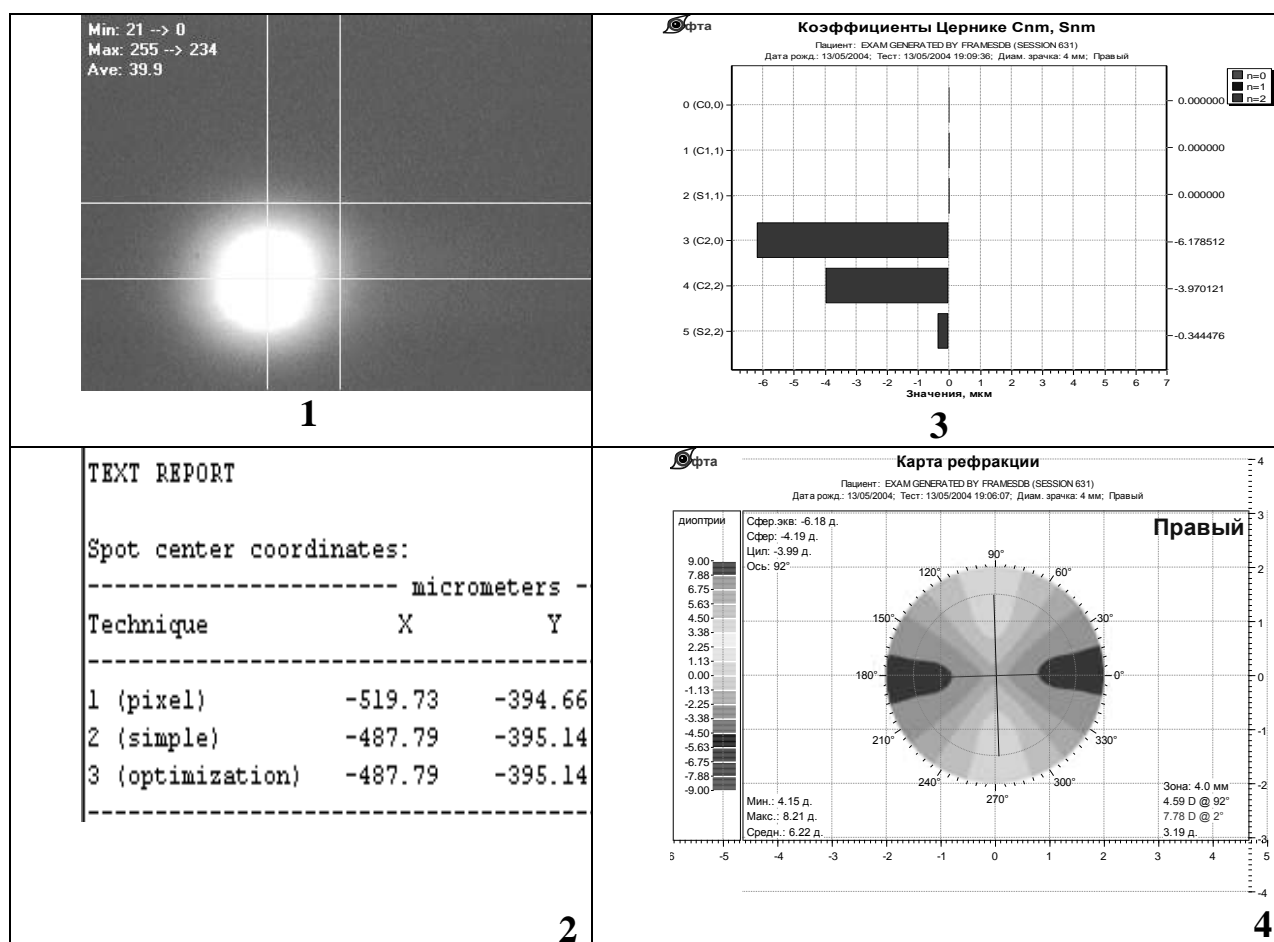
Аметропія і астигматизм імітатора моделювалися приставними сферичними і циліндричними лінзами. Кожну стадію стану імітатора контролювали на оптичній лаві. Відповідно кожному набору і положенню приставних лінз вимірювалися оптична сила, (при астигматизмі – оптична сила у меридіональній і сагітальній площинах) фокальні відрізки, положення передньої вузлової точки

N, точно визначалося потрібне положення імітатора сітківки відносно останньої оптичної поверхні імітатора, котре потім встановлювалося уздовж оптичної осі за допомогою мікрометра з похибкою не більше двох мікрон. Для усунення впливу спеклової структури у світловій плямі на сітківці на точність визначення її координат імітатор сітківки в момент запису обертався навколо оптичної осі, що руйнувало спекли. Цифрові записи світлових плям перед визначенням їх координат при необхідності “вчищалися” від світлових бликів.

На рис. 3 показані деякі фрагменти протоколу записів телевізійних кадрів та обробки результатів аберометрії імітатора ока.

### Результати експериментальних досліджень

Дослідження проводилися з імітатором ОС ока, який мав різний абераційний стан: 1) чисту аметропію (міопію або гіперметропію); 2) чистий астигматизм; 3) суміш аметропії з астигматизмом. Аберометрія проводилася в зоні зіниці Ø3...6 мм.



1 – відеокادر світлової плями, 2 – координати плями, 3 – діаграма коефіцієнтів Церніке, 4 – карта аберорефракції ОС імітатора ока

Рисунок 3 – Фрагменти звіту

Рейтресінг здійснювався в 36 точках зіниці, а саме, по колах з радіусами 1.5, 2.5 та 3.0 мм у 12 точках кожного кола. Величини абераційної рефракції, яка надавалася імітатору, показані в нижченаведених рисунках 4.1-4.10 поряд з представленими графіками похибок. Лініями — побудовані графіки похибок, розрахованих за формулами (1), (2), в яких згідно з [1]:

$$C_{2,0} = \frac{A_R r_m^2}{4000}, \quad C_{2,2} = \frac{A_S r_m^2}{4000},$$

де  $A_R, A_S$  – дійсні значення в діоптріях аметропії і астигматизму відповідно, які мають місце при  $z = 0$ , радіус  $r_m$  – в [мм].

Лініями — \* — наведені графіки, побудовані за результатами рейтресінгу імітатора. Перехрестями на цих графіках показані значення відповідних похибок, знайдені експериментально при фіксованих значеннях відстані  $Z$  (на всіх графіках вісь  $Z$  – горизонтальна, в [мм]).

Експериментальні значення  $\delta C_{2,0}[z]$  і  $\delta C_{2,2}[z]$  розраховувалися за формулами:

$$\delta C_{2,0}[z] = \frac{C_{2,0}[z] - C_{2,0}}{C_{2,0}} 100\% \quad , \quad \delta C_{2,2}[z] = \frac{C_{2,2}[z] - C_{2,2}}{C_{2,2}} 100\% \quad ,$$

в яких значення  $C_{2,0}[z]$ ,  $C_{2,2}[z]$ ,  $C_{2,0} = C_{2,0}[z = 0]$ ,  $C_{2,2} = C_{2,2}[z = 0]$  визначалися аберометром. Всі вимірювання проводилися при діаметрі вхідної зіниці вимірювального каналу аберометра один міліметр.

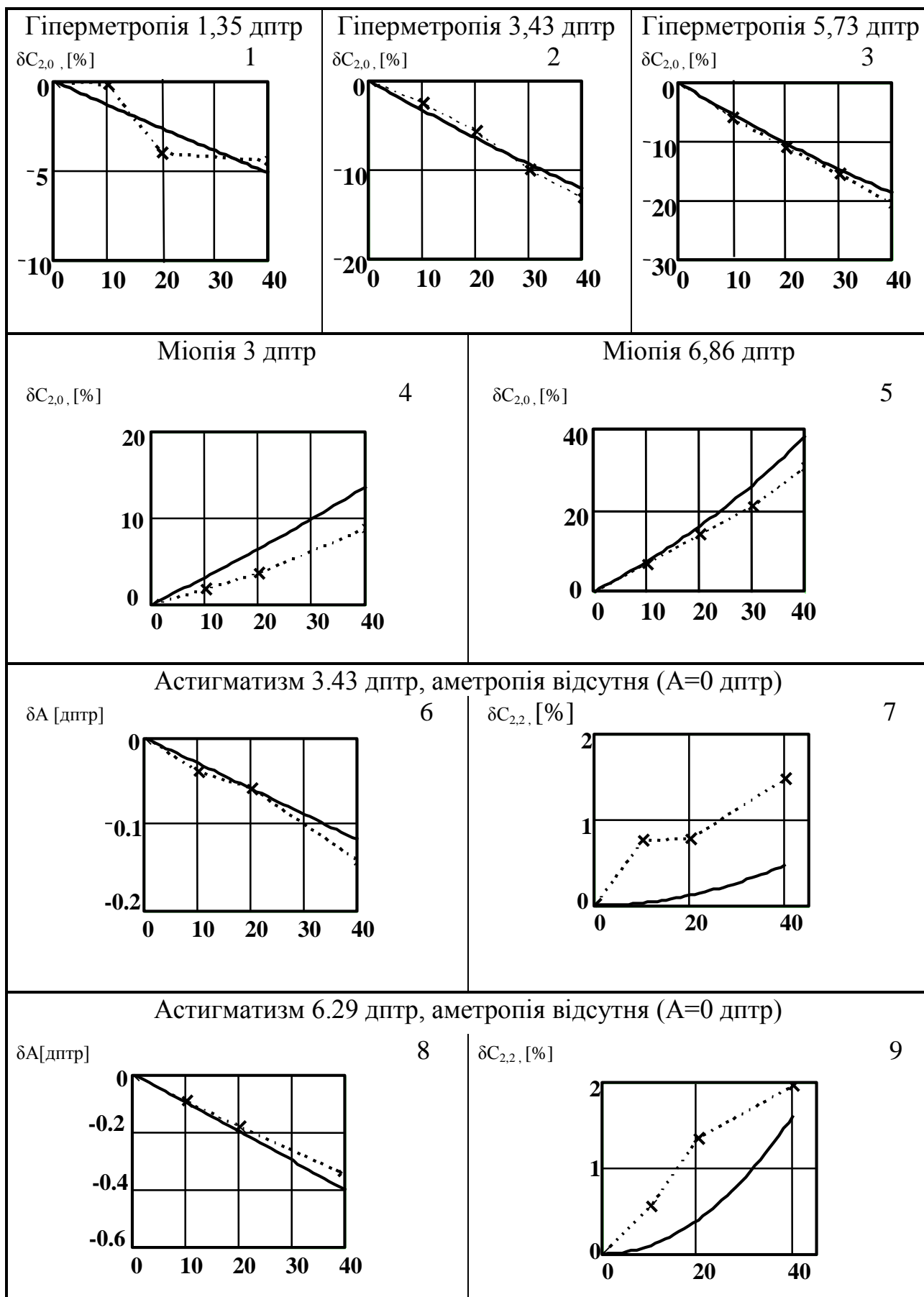
Випадкові похибки вимірювань характеризуються наступними даними. У випадку, що представлений графіками № 10, 1) при  $z = 40$  мм СКВ  $C_{2,0} = 0.54$  %, СКВ  $C_{2,2} = 2.27$  %; 2) при  $z = 20$  мм СКВ  $C_{2,0} = 0.43$  %, СКВ  $C_{2,2} = 0.42$  %; 3) при  $z = 0$  СКВ вимірювання аметропії 0.018 дптр, астигматизму – 0.0115 дптр. Деякі систематичні розходження між теоретичними і експериментальними графіками, як показав аналіз, обумовлені систематичною похибкою вимірювача координат, яка зростає при наближенні світлової плями до меж фотоприймача [4], що істотно проявляється у випадку міопії (графіки 4, 5).

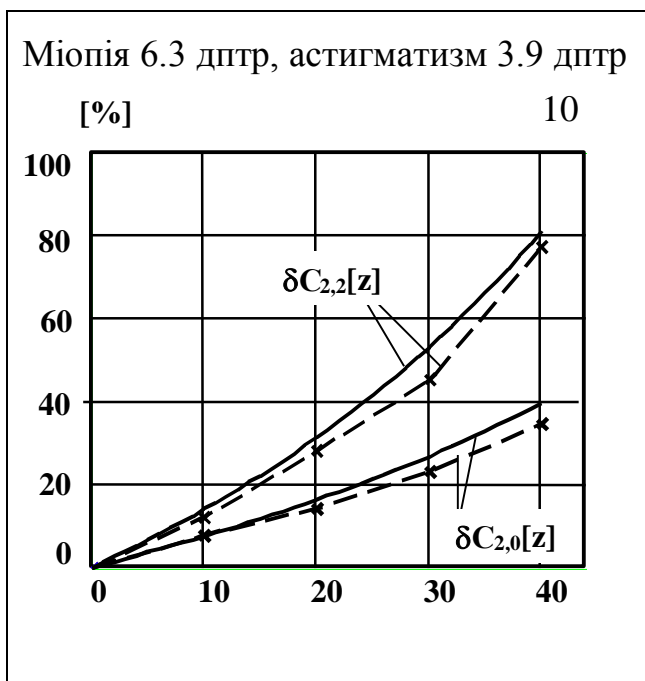
### **Висновки**

1. Результати експериментальних досліджень достатньо добре співпадають з результатами теоретичних досліджень роботи [1] і тим підтверджують існування методичної помилки аберометра, пов'язаної з довільним розташуванням ока уздовж оптичної осі аберометра, а також підтверджують коректність формул (1) і (2).

2. Для усунення вказаної в п.1 похибки в систему аберометра потрібно вводити пристрій для контролю відстані між вхідною зіницею аберометра і вузловою точкою ока.

Виходячи з реально потрібних діапазону і точності аберометрії, а також величин виявленої методичної помилки, вказаний в п.2 пристрій задовольнить практичній аберометрії, якщо забезпечить позиціонування центру вхідної зіниці





Рисунки 4.1-4.10 – Графіки залежностей, побудовані за результатами рейтресінгу імітатора, та графіки похибок.

аберометра відносно вузлової точки ока пацієнта уздовж оптичної осі з похибкою не більше  $\pm 1$  мм.

4. Започатковані в роботі дослідження планується продовжити у напрямку вивчення впливу діаметра вхідної зіниці аберометра на величини похибок аберометра, пов'язаних з неточністю позиціонування приладу відносно ока пацієнта.

#### Література

1. Чиж І.Г., Осіпова І. Ю. Вплив зворотного проходження світла в оптичній системі ока на точність визначення параметрів його аметропії та астигматизму // Оптико – електронні інформаційно-енергетичні технології .– 2002.– №1(3).– С.95–100.
2. Чиж І.Г., Афончина Н.Б. Визначення абераційної рефракції ока методом рейтресінгу // Вісник національного технічного університету України «КПІ», Приладобудування .– 2003.– № 26.– С.– 123– 131
3. ГОСТ 14934-88 Офтальмологическая оптика. Термины и определения.
4. Чиж І.Г., Сокурєнко В.М., Афончина Н.Б. Оптимізаційний метод вимірювання координат світлової плями на сітківці ока // Вісник національного технічного університету України «КПІ», Приладобудування .–2003 .– № 25.– С. 137– 143.

**Чиж І.Г., Сокурєнко В.М., Афончина Н.Б.** Експериментальное исследование ошибок измерения аметропии и астигматизма методом рейтресинга.  
При помощи макета прецизионного рейтресингового аберрометра и имитатора оптической системы глаза исследованы ошибки измерения аметропии и астигматизма, которые возникают при произвольном расположении глаза вдоль оптической оси аберрометра. Предложены рекомендации, касающиеся осуществления контроля позиционирования глаза.

Chyzh I.H., Sokurenko V.M., Afonchina N.B.  
**Experimental investigation of the errors of ametropia and astigmatism measurements with a ray-tracing technique.**  
With the help of a precision ray-tracing aberrometer setup and a simulator of an optical system of the eye, there were investigated the errors of ametropia and astigmatism measurements arising under arbitrary longitudinal alignment of the setup. The recommendations are offered concerning the control of eye positioning.

Надійшло до редакції  
29 квітня 2004 року