

Прилади і системи біомедичних технологій

УДК 681.784

ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНЕ ДОСЛІДЖЕННЯ РОЗТАШУВАННЯ В ПЛОЩИНІ ЗІНИЦІ ХАРАКТЕРНИХ ТОЧОК ОКА

Чиж І.Г., Сокурєнко В.М., Афончина Н.Б. Національний технічний університет України "Київський політехнічний інститут", м. Київ, Україна

Розроблено метод і пристрій для пошуку та реєстрації взаємного розташування в площині зіниці точок від візуальної вісі ока, центру рогівкового зображення та центру зіниці. Викладені результати досліджень на живих очах

Вступ

Останнім часом в офтальмології спостерігається значне зростання зацікавленості до аберометрії ока [1]. В першу чергу це зумовлено потребами новітніх лазерних технологій хірургічної корекції вад зору, ефективність якої в значній мірі залежить від повноти й точності виявлення абераций оптичної системи ока.

Аналіз джерел похибок та їх впливу на результати аберометрії показав, що некоректне або неточне позиціонування ока відносно аберометра здатне істотно спотворювати оцінки параметрів і характеристик вад зору [2, 3]. Коректним є таке розташування ока відносно аберометра, коли візуальна вісь ока і оптична вісь приладу збігаються. Проте центрування аберометра відносно ока й досі здійснюють за допомогою центральної точки зіниці або центру дзеркального рогівкового зображення джерел світла, симетрично розташованих навколо осі приладу. Тим не менш переконливо ще не доведено коректність такого методу центрування. До того ж, є робота [4], в якій стверджується, що візуальна вісь не завжди проходить через вказані вище точки. Звідси виникають питання про наявність та величини поперечної відстані між візуальною віссю та точками, за якими позиціонують аберометр, а також про можливість використання цих точок для забезпечення центрування аберометра відносно ока пацієнта з потрібною точністю.

Постановка задачі

Візуальною віссю ока є лінія, яка проходить через точку простору об'єктів, на якій зафіксовано погляд, та центр фовеоли – ямки жовтої плями сітківки. Ця лінія перетинає площину зіниці в деякій точці, яку назвемо точкою візуальної осі (рис. 1). Ще дві точки, про які зазначено у вступі, разом з візуальною утворюють систему характерних точок площини зіниці. Якщо реальна відстань між ними не перевищує припустимі величини децентрування аберометра і ока (за нашими оцінками ця величина залежно від аберацийного стану ока становить 0,02...0,05 мм), то кожна з цих точок можна використовувати для центрування. У випадку перевищення вказаних величин існуючу наразі час методику центрування аберометра доцільно змінити, використовуючи для цього попередньо визначену карту характерних точок зіниці.

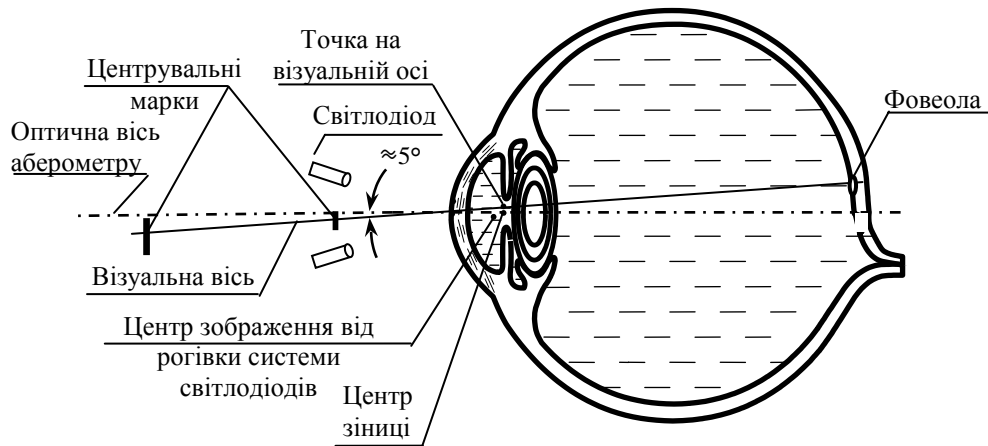


Рисунок 1 – До визначення характерних точок зіниці ока

Звідси першою задачею цієї роботи є створення апарату для виявлення та побудови карти цих точок, а другою – проведення досліджень на очах великої групи людей для виявлення особливостей взаємного розташування точок, їх зв'язку з наявними вадами зору. Статистичні оцінки величин відстаней між точками дозволяють отримати відповіді на питання про коректне центруванні аберометра. **Мета** досліджень – сприяння вирішенню проблеми підвищення точності аберометрії ока.

Методика експериментальних досліджень

Дослідження проводилося з використанням установки (рис. 2), що містить дві центрувальні марки, які освітлюються лампою та розташовані на різних відстанях від ока пацієнта, інфрачервоні світлодіоди, які розташовані симетрично навколо оптичної осі та утворюють систему двох концентричних кілець (рис.2, А-А), об'єктив телевізійного каналу; телевізійну камеру; плату захвата кадру (frame-grabber) та комп'ютер зі спеціально розробленим програмним забезпеченням.

Загальний вигляд установки показано на рис. 3.

Рогівка ока, як опукле дзеркало, на френелівському відбитті формує уявні зображення світлодіодів, випромінювання яких є непомітним для ока. На ці зображення сфокусована телевізійна камера.

Пошук положення візуальної осі здійснюється за участю пацієнта. Для цього він фіксує погляд на одній з двох центрувальних марок, розділених відстанню, та намагається їх сумістити (рис. 2, рис.4) у момент суміщення пацієнт натискає на кнопку і телевізійний канал фіксує зображення зіниці. Після цього проводиться реєстрація зображення зіниці з захватом великої зони радужки і накладеними дзеркальними зображеннями інфрачервоних світлодіодів. При фіксації погляду пацієнт вводить центрувальну марку в хід своєї візуальної осі і таким чином реєструє її положення.

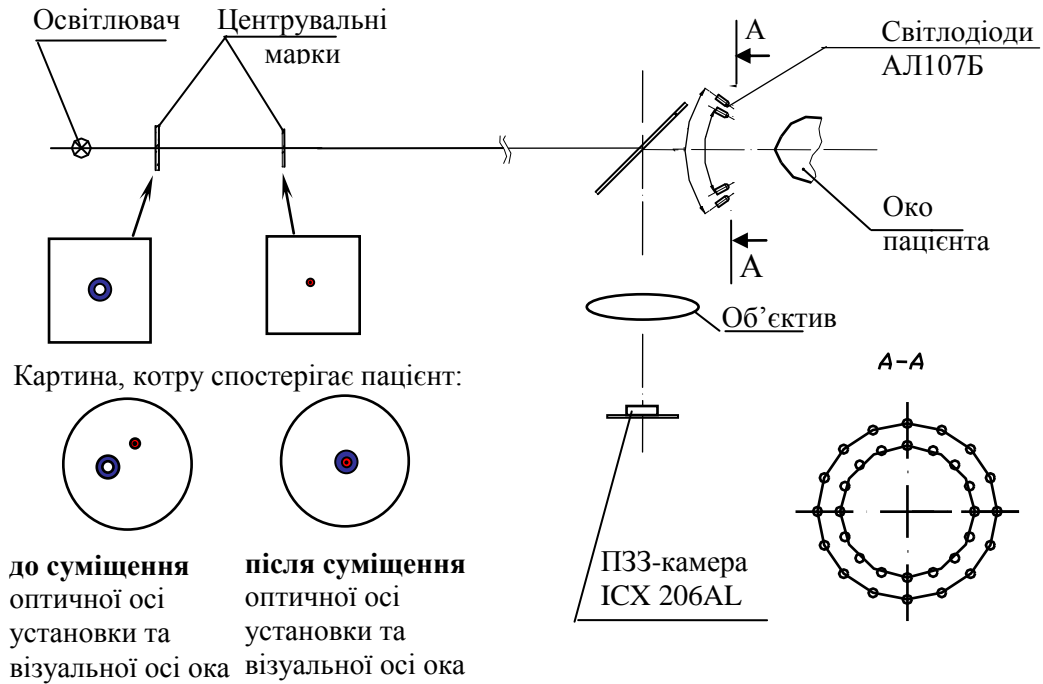


Рисунок 2 – Оптична схема експериментальної установки



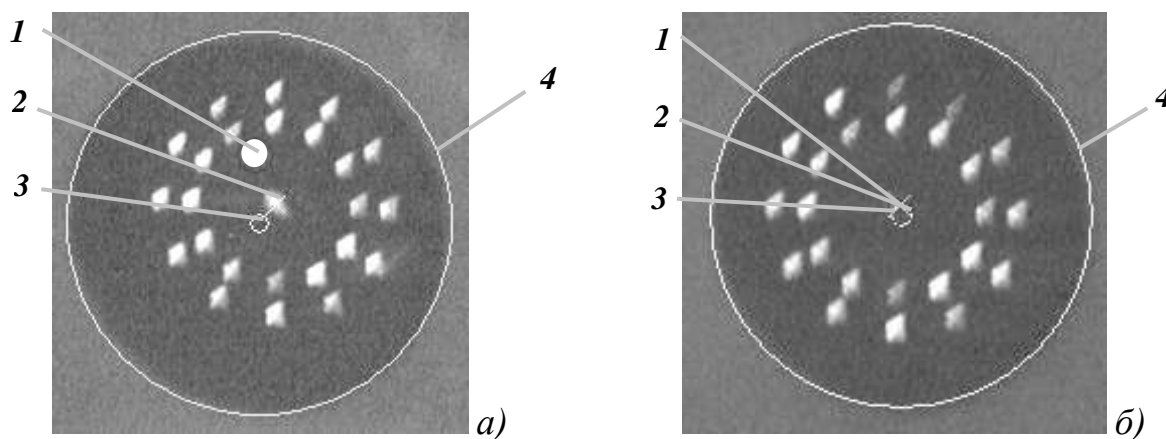
Рисунок 3 – Загальний вигляд експериментальної установки

Дослідження зводилися до: 1) визначення гостроти зору очей пацієнта за допомогою офтальмологічної таблиці Головіна-Сівцева; 2) центрування кожного ока пацієнта на експериментальній установці з наступним записом відеокадру із зображенням зіниці ока (процедура виконувалася по 10 разів для кожного ока і кожного стану зіниці: розширеного та звуженого); 3) обробки записів, що включала в себе пошук точки центру зіниці та центру рогівкового зображення (точка візуальної осі після центрування завжди знаходиться в центрі кадру, тобто на оптичній осі); 4) статистичної обробки результатів. На рис. 5

показано вигляд двох оброблених таким чином цифрових записів зображення зіниці ока пацієнтів, з якого видно, що характерні точки можуть істотно не збігатися (*а*) і добре збігатися (*б*).



Рисунок 4 – Процедура центрування марок – суміщення візуальної осі ока з оптичною віссю установки



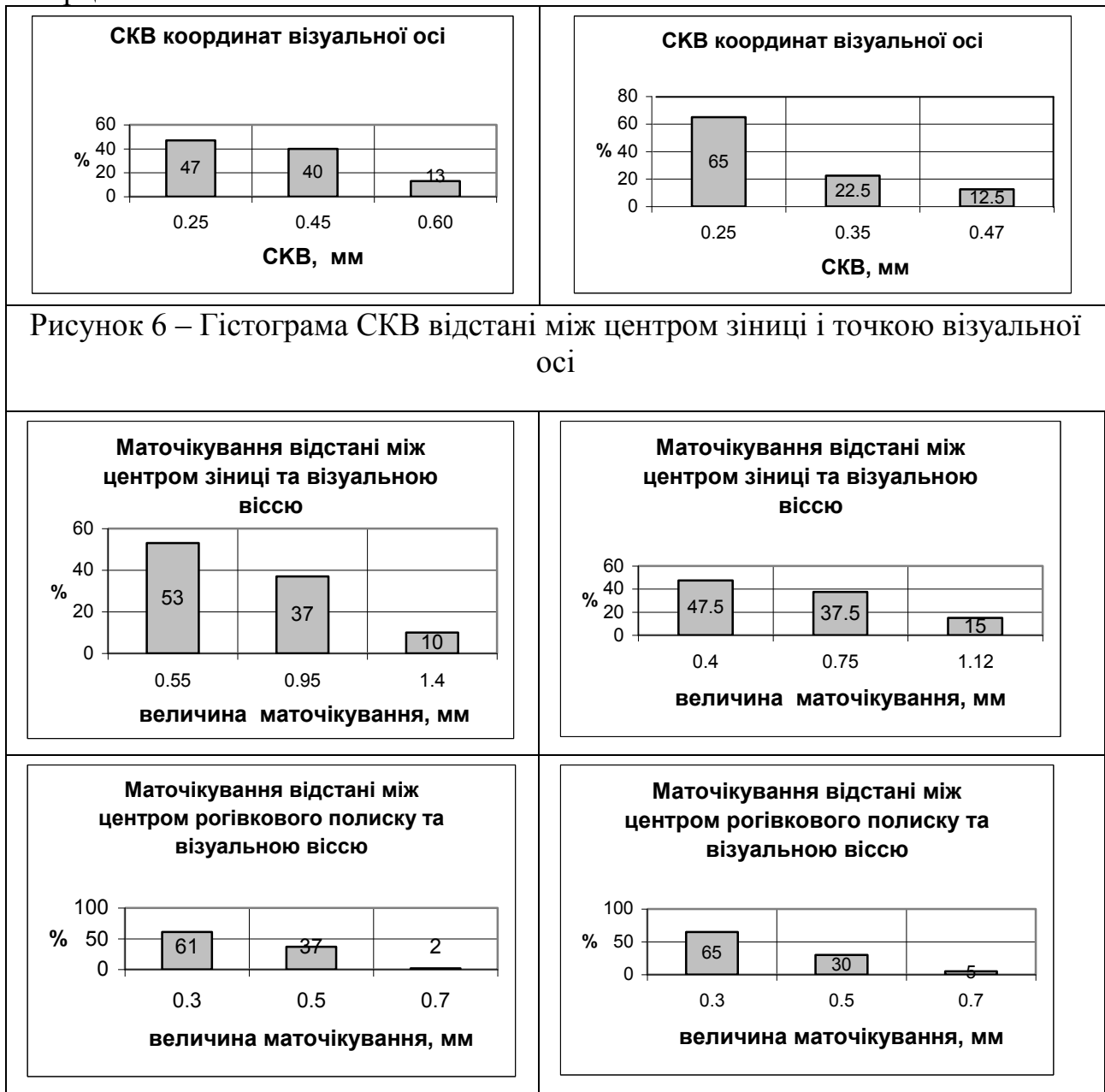
а) пацієнт В.С.; *б)* пацієнт Ч.І.; 1 – зона розташування точки візуальної осі, діаметр якої дорівнює двум СКВ визначення її координат; 2 – центр рогівкового зображення світлодіодів; 3 – центр зіниці ока; 4 – край зіниці

Рисунок 5 – Запис зображення зіниці

Пацієнти у переважній більшості мали еметропічне око або мали слабку та середню аметропію й астигматизм, а також нормальний і знижений обсяг акомодатії аж до рівня пресбіопічного. Дослідження були проведені за участю 25 пацієнтів. Мідріатики не застосовувалися.

Результати експериментальних досліджень

Дослідженнями виявлено істотну розбіжність положень характерних точок, яка має тенденцію до зростання при розширенні зіниці та при зниженні гостроти зору. Взаємне розташування трьох характерних точок у кожного ока пацієнта має індивідуальним характер, хоч траплялись випадки симетричного – до носа чи від носа зсуву візуальної осі відносно центру зіниці. На рис.6 та 7 показані гістограми статистичних величин, отриманих з вимірювань на 50 очах 25 пацієнтів, а в табл. 1 представлені екстремальні значення відстаней між центром зіниці і точкою від візуальної осі, зареєстровані у вищезазначеній вибірці.



ліві гістограми для розширених зіниць, праві – для звужених
 Рисунок 7 – Гістограми середніх значень відстаней між характерними точками

Таблиця 1.

Відстань в [мм]	випадок	при розширеній зіниці	при звуженій зіниці
між центром зіниці і точкою візуальної осі	“кращий”	0,01	0,03
	“гірший”	1,37	1,12
між центром рогівкового поліску і точкою візуальної осі	“кращий”	0,055	0,054
	“гірший”	0,71	0,72

Висновки

1. Дослідження показали існування істотних відстаней між центрами зіниці, рогівкового зображення центрвальних світлодіодів та точкою від візуальної осі, котрі набагато перевищують припустимі похибки центрування аберометру відносно ока. В зв'язку з цим центрування аберометру з використанням центру рогівкового зображення в загальному випадку слід вважати некоректним.

2. Однією з головних умов підвищення точності аберометрії та лазерної корекції абераций ОС ока повинно стати попереднє здобуття карти взаємного розташування характерних точок в площині зіниці. Для цього потрібно використовувати окремий прилад, аналогічний тому, що показаний на рис. 2, 3, але вдосконалений та пристосований до роботи з пацієнтами, які мають велику аметропію й астигматизм, або ж мати такий пристрій у складі аберометра.

3. При позиціонуванні аберометру відносно ока коректним слід вважати таке його положення, при якому центр рогівкового зображення центрвальних світлодіодів є зсунутим відносно центра поля зору центрального пристрою, тобто оптичної осі аберометру, на величину вектора, який з'єднує центр рогівкового зображення та точку на візуальній осі.

Наступні дослідження доцільно присвятити створенню системи автоматичного позиціонування аберометра відносно ока пацієнта, заснованої на використанні запропонованого в цій роботі методу.

Література

1. Чиж І. Г., Сокурєнко В. М. Методи измерения рефракции глаза с пространственным разрешением по зрачку // Оптический журнал. – 2001. – Том 68. – № 3. – С. 19–25.
2. 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.
3. Чиж І. Г., Афончина Н. Б. Визначення аберацийної рефракції ока методом рейтресінгу // Вісник національного технічного університету України «КПІ», Приладобудування. – 2003. – № 26. – С. 123–131.
4. Cui C., Lakshminarayanan V. Choice of reference axis in ocular wave-front aberration measurement // JOSA A. – 1998. – Vol. 15. – P. 2488-2496.

Чиж И.Г., Сокурено В.М., Афончина Н.Б. Экспериментальное исследование расположения в плоскости зрачка характерных точек глаза. Предложен метод и прибор для поиска и регистрации взаимного расположения в плоскости зрачка точек от визуальной оси глаза, центра роговичного блика и центра зрачка. Изложены результаты исследований на живых глазах.	Chyzh I.H., Sokurenko V.M., Afonchyna N.B. Experimental investigation of pupil location of characteristic points of a human eye. A method and a device are proposed for determining and fixating location of the following characteristic points at a pupil plane: a) from a visual axis, b) from a centre of ghost corneal images, and c) from a geometrical centre of a pupil. The results of investigations on live eyes are presented.
--	---

Надійшла до редакції
15 червня 2005 року

УДК 617.55-089-78

ВОЛОКОННО-ОПТИЧНИЙ СПЕКТРОМЕТР “БІОСКОП” ДЛЯ КЛІНІЧНОЇ ДІАГНОСТИКИ

*Денисов М.О., Редчук О.О., Клочко В.М., Коваленко Л.А., Корольова Т.В., Ральцева Г.О.,
Національний технічний університет України “Київський політехнічний інститут”,
м. Київ, Україна*

Розглядаються особливості будови та базові характеристики дослідного зразка першого вітчизняного волоконно-оптичного спектрометра “БІОСКОП”, призначеного для застосування в якості модуля аналізу інформаційного сигналу в діагностичних системах мінімально інвазивної клінічної медицини

Вступ

Створення та впровадження в клінічну практику новітніх медичних технологій для мінімально інвазивної діагностики та лікування захворювань внутрішніх органів людини є найпріоритетнішим напрямком розвитку медицини на сучасному етапі.

Діагностичні та моніторингово-дослідницькі системи, що базуються на оптичних методах отримання інформації про стан біологічного об'єкта, займають одне з чільних місць серед систем мінімально інвазивної клінічної медицини (МІКМ). Оптичні спектральні методи діагностики, тобто методи “оптичної біопсії”, містять спектроскопію пружного розсіяння, флуоресцентну, абсорбційну та Раманівську спектроскопію [1, 2]. Клінічна *in vivo* діагностика внутрішніх органів людини, одержання інформації про стан яких здійснюється переважним чином або безпосередньо через природні порожнини, або через інструментальні канали спеціалізованого медичного обладнання, вимагає застосування волоконно-оптичних транспортуючих систем з наступним їх спряженням із модулем аналізу інформаційного сигналу (МАІС). Зазначений модуль, зважаючи на його функціональне призначення, у значній мірі визначає складність та конфігурацію системи у цілому. В останнє десятиріччя для реєстрації та аналізу в режимі реального часу спектральних характеристик біооб'єктів в якості МАІС поширене застосування мініатюрних волоконно-