

І.Ю. Осипова, аспір.

І.Г. Чиж, к.т.н., доц.

Національний технічний університет України "КПІ"

ВПЛИВ ЗВОТНОГО ПРОХОДЖЕННЯ СВІТЛА В ОПТИЧНІЙ СИСТЕМІ ОКА НА ТОЧНІСТЬ ВИЗНАЧЕННЯ ПАРАМЕТРІВ ЙОГО АМЕТРОПІ ТА АСТИГМАТИЗМУ

Досліджено похибки визначення коефіцієнтів аберацій дефокусування та астигматизму, що виникають у рефрактометрах з просторовим розділенням і викликані дією аберацій оптичної системи ока у зворотному напрямку. Наведені формули їх розрахунку. Показано, при яких умовах можна зменшити або повністю усунути ці похибки.

Одним з актуальних і перспективних напрямків офтальмологічного приладобудування є створення рефрактометрів з просторовим розділенням по зіниці [1]. Їх головна функція – вимірювання абераційних характеристик оптичної системи (ОС) ока.

Подальше вдосконалення цих рефрактометрів, відповідне вимогам сучасної офтальмологічної практики, значно гальмується наявністю декількох ще не вирішених проблем. До головних з них відноситься недостатня, а інколи і незадовільна точність відтворення кількісних абераційних параметрів і характеристик, таких як карта рефракції у зіничних координатах, функція хвильової аберації оптичної системи ока, коефіцієнти апроксимації функції хвильової аберації, які використовуються для розрахунків характеристик вад ОС ока, а також для роботи систем керування ексимер-лазерними хірургічними установками в процесі корекції форми рогівки [2].

Одним з факторів, що породжують вищезазначену проблему, є похибки вимірювань деформації хвильового фронту, пов'язані з неврахуванням подвійного впливу аберацій ОС ока на розповсюдження світла у зворотному напрямку від сітківки до рогівки.

В існуючих на цей час рефрактометричних установках дія цього фактора частково зменшується апаратними засобами і математичною обробкою результатів вимірювань, або зовсім ігнорується [3–5]. Тому існує нагальна практична потреба у детальному дослідженні впливу подвійного проходження на похибки відтворення абераційних параметрів і характеристик ОС ока, що і є головною задачею даної роботи. Мета – розробка обґрунтованих рекомендацій щодо усунення вказаних похибок або зменшення їх до величин, які є припустимими.

Критичний аналіз результатів робіт, в яких робились спроби дослідити вплив подвійного проходження світла, показав, що експериментальний метод, який в основному використовується в цих дослідженнях, не є достатньо ефективним [3–5]. Причина полягає у складності відмежування наслідків явищ, що супроводжують розповсюдження світла у фізичних моделях ока. Тому, на наш погляд, лише математичне моделювання ОС ока надає можливість у "чистому вигляді" знайти і дослідити вплив подвійного проходження світла на похибки вимірювань і похибки відтворення абераційних характеристик, враховуючи при цьому апаратні особливості конкретного рефрактометра.

Для математичного моделювання аберацій оптичної системи ока було використано функцію хвильової аберації ОС ока $W = W(\rho, \varphi, t, \theta)$, яка як аргумент має не лише координати в площині зіниці $[\rho, \varphi]$, але й координати простору предметів $[t, \theta]$ (рис. 1). Вказана функція може бути коректно визначена подвійною церніковською апроксимацією, про що детально викладено в роботі [6].

Основною перевагою такого методу є можливість точного математичного моделювання абераційних властивостей ОС ока не тільки для осьового жмута променів, які сканують око, але й для жмутів, нахилених до осі. Саме це й дозволяє визначити кутові координати на виході з ОС ока променя, який проходить око від зіниці до сітківки, а потім від сітківки до зіниці.

Похибки вимірювань аберацій променя на сітківці, які виникають внаслідок його подвійного проходження у ОС ока, виявляються порівнянням абераційних координат променя на сітківці з відновленими координатами, що спостерігаються у площині фотоелектричного вимірювача. Крім того, моделювання абераційних властивостей ОС ока шляхом надання коефіцієнтам апроксимаційної функції $W = W(\rho, \varphi, t, \theta)$ наперед відомих конкретних значень дозволяє не тільки визначати похибки їх відтворення за результатами вищевказаних вимірювань, але й досліджувати залежність цих похибок від абераційних властивостей ОС ока.

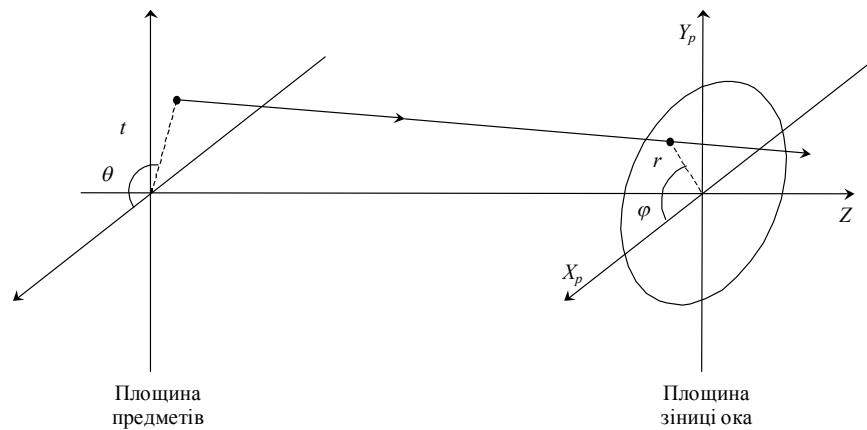


Рис. 1. До визначення аргументів функції $W(\rho, \varphi, t, \theta)$

Вплив подвійного проходження світла значно залежить від методу рефрактометрії та принципу дії рефрактометра з просторовим розділенням. Тому із існуючого різноманіття методів та схем їх реалізації було вибрано найбільш перспективний метод однопроменевої рефрактометрії [1]. Він має суттєві переваги перед іншими, але водночас невільний від впливу подвійного ходу на точність вимірювань аберацій ОС ока.

Рис. 2 пояснює суть однопроменевого методу та причину виникнення похибки вимірювань аберацій $[\Delta\bar{X}, \Delta\bar{Y}]$ на сітківці променя, що сканує око. Якби у зворотному напрямку ОС ока не мала аберацій, то після відбиття від сітківки промінь 2 повернувся б із ока і прийшов би у точку A' , безабераційно спряжену з точкою A . Траєкторію променя у цьому випадку на рис. 2 показано штриховою лінією. Фотоелектричний вимірювач при цьому виміряв би істинні координати точки A , і похибка від подвійного проходження не існувала б. Фактично ж, внаслідок аберацій ока промінь 2 у зворотному напрямку приходив у точку B' , безабераційно спряжену з іншою точкою B на сітківці.

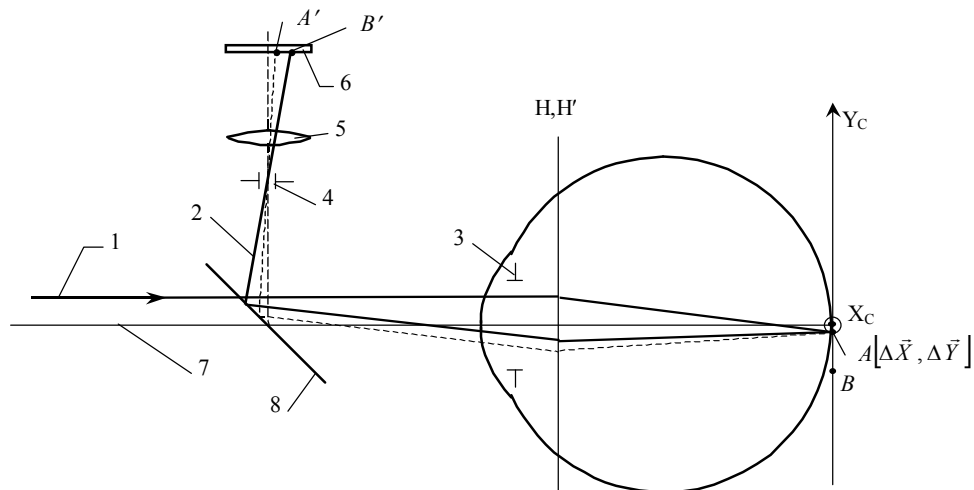


Рис. 2. До пояснення виникнення похибок вимірювання аберацій променів у ока однопроменевим рефрактометром з просторовим розділенням: 1 – промінь, що сканує око; 2 – реальний промінь, що надходить з ока; 3 – зіниці; 4 – апертурна мікродіафрагма; 5 – лінза; 6 – фотоелектричний вимірювач координат променя 2; 7 – оптична вісь рефрактометра і візуальна вісь ока; 8 – світлоподільник

Похибка вимірювань абераційних координат $[\Delta\bar{X}, \Delta\bar{Y}]$ променя 1, що виникає при цьому, визначається відстанню між точками A та B . Таким чином, для визначення похибок вимірювання координат точок типу A треба знаходити координати відповідних їм точок типу B .

Аберация променя 1 на сітківці визначається координатами точки A $[\Delta\bar{X}_A, \Delta\bar{Y}_A]$, які знаходяться за формулами [6, 7]:

$$\Delta \bar{X}_A = \frac{f'}{n'} \cdot \frac{\partial \bar{W}}{\partial x}; \tag{1a}$$

$$\Delta \bar{Y}_A = \frac{f'}{n'} \cdot \frac{\partial \bar{W}}{\partial y}, \tag{1б}$$

де f' – задня фокусна відстань еметропічного ока; n' – показник заломлення скловидного тіла ока; $x = r \cdot \cos \varphi$; $y = r \cdot \sin \varphi$.

Якщо промінь 1 надходить у око паралельно оптичній осі через точку зіниці P_1 з координатами $[r_1, \varphi_1]$, то похідні у (1a) та (1б) обчислюються при $r = r_1$; $\varphi = \varphi_1$; $t = 0$; $\theta = 0$ (або будь-яке інше число).

Похибка визначення координат точки A обумовлена відрізком AB (рис. 2), проекції якого на осі $Y_C O_C X_C$ по суті є аберациями променя 2 у зворотному ході, якби він надходив з точки B . Внаслідок цієї абератії промінь, який проходить через точку B' і центр діафрагми 4, фактично потрапляє туди із точки A .

Таким чином, похибка встановлення координат точки A визначається проекціями відрізка AB $[\Delta \bar{X}_A, \Delta \bar{Y}_A]$ на ті ж самі координатні осі $Y_C O_C X_C$. Ці проекції можна розрахувати за формулами (1a) та (1б), але при значеннях аргументів

$$r = r_2; t = \frac{n'}{f'} \sqrt{Y_B^2 + X_B^2}; \varphi = \varphi_2; \tag{2}$$

$$\theta = \text{arctg} \frac{Y_B}{X_B}, \tag{3}$$

де X_B, Y_B – координати точки B ; $[r_2, \varphi_2]$ – координати точки P_2 у площині зіниці, через яку проходить промінь 2 (рис. 3).

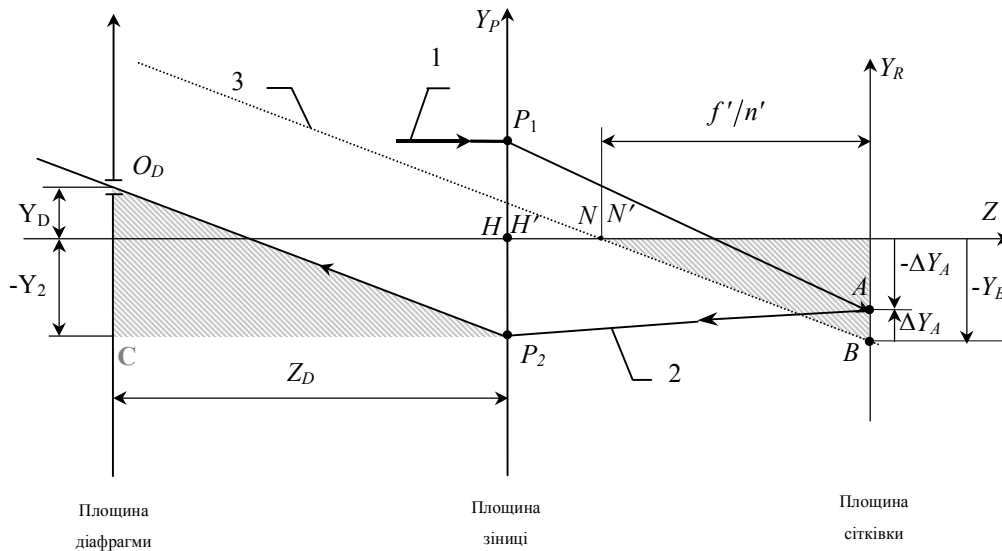


Рис. 3. До визначення координат точки B : 1 – промінь, що сканує OC ока; 2 – головний промінь жмута, що формує світлову пляму у площині фотоприймача; O_D – центр мікродіафрагми з координатами $[Y_D, X_D, Z_D]$; H, H' – головні точки оптичної системи ока; N, N' – вузлові точки; 3 – допоміжний нульовий промінь

З рис. 3 видно, що координата точки B

$$Y_B = \Delta \bar{Y}_A - \Delta \bar{Y}_A = \frac{f'}{n'} \left(\frac{\partial \bar{W}}{\partial y} - \frac{\partial \bar{W}}{\partial y} \right), \tag{4a}$$

аналогічно друга координата

$$X_B = \Delta \bar{X}_A - \Delta \bar{X}'_A = \frac{f'}{n'} \left(\frac{\partial \bar{W}}{\partial x} - \frac{\partial \bar{W}'}{\partial x} \right), \quad (4б)$$

де $\frac{\partial \bar{W}}{\partial y}, \frac{\partial \bar{W}}{\partial x}$ – похідні (1а), (1б) обчислені при вищезазначених координатах $[r_2, \varphi_2], [t, \theta]$ (2), (3).

Вирази (4а), (4б) складають систему рівнянь, в яких невідомими є чотири змінні r_2, φ_2, Y_B, X_B або $r_2, \varphi_2, t, \theta$. Для знаходження значень всіх невідомих потрібно мати ще два рівняння, які можна отримати з геометричних співвідношень відповідних відрізків на рис. 3.

З рис. 3 видно, що точка B знаходиться на перетині з сітківкою променя 3, який іде через вузлові точки NN' паралельно променю 2 у просторі перед оком. З геометричної подібності заштрихованих трикутників випливає:

$$\frac{Y_D - Y_2}{Z_D} = \frac{-Y_B}{f'/n'}$$

звідки

$$Y_2 = Y_D + \frac{Z_D}{f'/n'} \cdot Y_B, \quad (5а)$$

де $Y_2 = r_2 \cdot \sin \varphi_2$ – декартова координата точки P_2 (рис. 3).

Аналогічно матимемо інше співвідношення:

$$X_2 = X_D + \frac{Z_D}{f'/n'} \cdot X_B, \quad (5б)$$

в якому $X_2 = r_2 \cdot \cos \varphi_2$.

Рівняння (4а)...(5б) складають систему, розв'язання якої відносно обраних чотирьох невідомих дозволяє знайти величини Y_B, X_B і відповідні їм похибки визначення координат точки A – $[(Y_B - \Delta Y_A), (X_B - \Delta X_A)]$.

Практичне використання викладеної методики покажемо на конкретному прикладі. Нехай ОС ока має лише первинні аберациї, до яких відносяться дефокусування зображення відносно сітківки (аметропія) і первинний астигматизм – результат циліндричності поверхонь рогівки або кришталика.

Без втрати загальності, але для спрощення математичних перетворень, головні осі астигматизму орієнтуємо паралельно меридіональній та сагітальній площинам ОС ока. Тоді промінь 1 у відповідності до [7] та формул (1а), (1б) має аберацию на сітківці:

$$\Delta \bar{X}'_A = 2 \frac{f'}{n' r_{\max}} (C_1 + D_1) \rho \cos(\varphi); \quad (6а)$$

$$\Delta \bar{Y}'_A = 2 \frac{f'}{n' r_{\max}} (C_1 - D_1) \rho \sin(\varphi), \quad (6б)$$

де $2r_{\max}$ – діаметр зони зіниці, в якій здійснюється подвійна апроксимація функції хвильової аберациї ОС ока; $\rho = \frac{r_1}{r_{\max}}$; $\varphi = \varphi_1$.

C_1 та D_1 – апроксимаційні коефіцієнти дефокусування та астигматизму відповідно, які, в свою чергу, складаються з відповідних коефіцієнтів подвійної черніковської апроксимації [7]. Якщо у ОС ока не існує інших абераций, крім первинних, то $C_1 = 2C_{20}$, а $D_1 = C_{22}$, де C_{20}, C_{22} – коефіцієнти звичайної черніковської апроксимації хвильової аберациї оптичної системи з осьовою симетрією відносно осьової предметної точки [8].

Щоб дослідити вплив зворотного проходження променя 1 на помилки відтворення коефіцієнтів C_1, D_1 , потрібно: 1) знайти формули тих поперечних абераций променя, які фактично вимірює фотоелектричний вимірювач, тобто знайти формули відрізків X_B, Y_B ; 2) порівняти ці відрізки з відповідними аберациями точки A – $\Delta \bar{X}'_A, \Delta \bar{Y}'_A$; 3) вивести формули помилок відтворення коефіцієнтів C_1, D_1 .

Для виконання п.1) можна скористатися виразами (4а), (4б), в яких невизначеними є аберациї зворотного ходу $\Delta \bar{X}, \Delta \bar{Y}$. Щоб знайти їх, треба у загальному випадку мати координати променя 2 – $[\rho_2, \varphi_2]$ або $[X_2, Y_2]$ та координати променя 2 – $[t, \theta]$.

У зв'язку з тим, що аберації першого порядку – дефокусування і первинний астигматизм, як показує подвійний черніковський розклад, є незалежними від $[t, \theta]$, що підтверджується виглядом виразів (6а), (6б), достатньо знайти X_2, Y_2 . При цьому вищезгадана система рівнянь скорочується до системи з двох рівнянь. Ця система виникає після підстановки X_B, Y_B відповідно (4а), (4б) у рівняння (5а), (5б).

Оскільки

$$\begin{aligned} \frac{f'}{n'} \frac{\partial \bar{W}}{\partial x} &= 2 \frac{f'}{n' r_{\max}} \rho (C_1 + D_1) \cos \varphi ; \\ \frac{f'}{n'} \frac{\partial \bar{W}}{\partial y} &= 2 \frac{f'}{n' r_{\max}} \rho (C_1 - D_1) \sin \varphi ; \\ \frac{f'}{n'} \frac{\partial \bar{W}}{\partial x} &= 2 \frac{f'}{n' r_{\max}} \rho_2 (C_1 + D_1) \cos \varphi = 2 \frac{f'}{n' r_{\max}^2} (C_1 + D_1) X_2 \end{aligned} \quad (7а)$$

і аналогічно

$$\frac{f'}{n'} \frac{\partial \bar{W}}{\partial y} = 2 \frac{f'}{n' r_{\max}^2} (C_1 - D_1) Y_2 . \quad (7б)$$

Підстановка виразів (7а), (7б) у (4а), (4б), а її результатів – у (5а), (5б), призводить до системи рівнянь:

$$X_2 = X_D + Z_D [2(C_1 + D_1)(\rho \cos \varphi - X_2)] ; \quad Y_2 = Y_D + Z_D [2(C_1 - D_1)(\rho \sin \varphi - Y_2)] ,$$

або

$$X_2 = \frac{X_D + 2 \frac{Z_D}{r_{\max}} (C_1 + D_1) \rho \cos \varphi}{1 + 2 \frac{Z_D}{r_{\max}^2} (C_1 + D_1)} ; \quad (8а)$$

$$Y_2 = \frac{Y_D + 2 \frac{Z_D}{r_{\max}} (C_1 - D_1) \rho \sin \varphi}{1 + 2 \frac{Z_D}{r_{\max}^2} (C_1 - D_1)} . \quad (8б)$$

Після підстановки (8а), (8б) у (7а), (7б) з наступною підстановкою результатів у (4а), (4б) нарешті отримуємо

$$X_B = \frac{2f'}{n' r_{\max}} \left\{ (C_1 + D_1) \left[1 - \frac{2\tilde{Z}_D (C_1 + D_1)}{r_{\max} + 2\tilde{Z}_D (C_1 + D_1)} \right] \rho \cos(\varphi) - \frac{X_D (C_1 + D_1)}{1 + 2\tilde{Z}_D (C_1 + D_1)} \right\} ; \quad (9а)$$

$$Y_B = \frac{2f'}{n' r_{\max}} \left\{ (C_1 - D_1) \left[1 - \frac{2\tilde{Z}_D (C_1 - D_1)}{r_{\max} + 2\tilde{Z}_D (C_1 - D_1)} \right] \rho \sin(\varphi) - \frac{Y_D (C_1 - D_1)}{r_{\max} + 2\tilde{Z}_D (C_1 - D_1)} \right\} , \quad (9б)$$

де $\tilde{Z}_D = \frac{Z_D}{r_{\max}}$.

Перший висновок, який можна зробити з виразів (9а), (9б), полягає в тому, що наявність децентрування діафрагми відносно осі 7 (рис. 2), яке призводить до ненульових значень Y_D, Z_D , надає величинам X_B, Y_B постійні доданки. Наявність цих доданків інтерпретується як нахил хвильового фронту, або нахил оптичної осі ока до осі приладу. Таке явище може призводити до неправильної прив'язки карти рефракції і функції хвильового фронту до координат зіниці, чого треба уникати. Тому при складанні приладу потрібно забезпечувати точне центрування діафрагми 4 відносно оптичної осі 7 (рис. 2). У подальшому викладенні будемо користуватись припущенням, що точним центруванням досягнуто значень $X_D = 0, Y_D = 0$ і тому доданки, котрі їх містять, у виразах (9а), (9б) мають нульові значення, тобто – відсутні.

Другий висновок має відношення до перших доданків виразів (9а), (9б). У зв'язку з тим, що вирази у квадратних дужках є сталими величинами, залежними від \tilde{Z}_D , вирази (9а) та (9б) знову представляють первинні аберації 1-го порядку – дефокусування та астигматизм. Але ці аберації вже мають інші значення коефіцієнтів – C_1^* та D_1^* , що і є результатом впливу зворотного ходу променя 2 (рис. 3).

При цьому (якщо $Y_D = X_D = 0$) вирази (9а), (9б) можна представити у вигляді:

$$X_B = 2 \frac{f'}{n' r_{\max}} (C_1^* + D_1^*) \rho \cos \varphi; \quad (10a)$$

$$Y_B = 2 \frac{f'}{n' r_{\max}} (C_1^* - D_1^*) \rho \sin \varphi. \quad (10б)$$

Із порівняння правих частин (10a), (10б) з правими частинами (9a), (9б) витікає, що

$$C_1^* + D_1^* = (C_1 + D_1) \left[1 - \frac{2\tilde{Z}_D(C_1 + D_1)}{r_{\max} + 2Z_D(C_1 + D_1)} \right]; \quad (11a)$$

$$C_1^* - D_1^* = (C_1 - D_1) \left[1 - \frac{2\tilde{Z}_D(C_1 - D_1)}{r_{\max} + 2Z_D(C_1 - D_1)} \right], \quad (11б)$$

складанням та відніманням рівнянь (11a) та (11б) можна знайти формули для нових коефіцієнтів C_1^* та D_1^* :

$$C_1^* = C_1 - \tilde{Z}_D \left[\frac{(C_1 + D_1)^2}{r_{\max} + 2Z_D(C_1 + D_1)} + \frac{(C_1 - D_1)^2}{r_{\max} + 2Z_D(C_1 - D_1)} \right]; \quad (12a)$$

$$D_1^* = D_1 - \tilde{Z}_D \left[\frac{(C_1 + D_1)^2}{r_{\max} + 2Z_D(C_1 + D_1)} - \frac{(C_1 - D_1)^2}{r_{\max} + 2Z_D(C_1 - D_1)} \right] \quad (12б)$$

Із останніх формул випливає, що для уникнення похибки визначення рефрактометром коефіцієнтів C_1 та D_1 , яка виникає внаслідок зворотного ходу променя 2, треба виконувати умову: $\tilde{Z}_D = 0$. Це означає, що апертурна діафрагма фотоелектричного вимірювача повинна співпадати безпосередньо або оптично із зіницею ока. За такою умовою $C_1^* = C_1$, а $D_1^* = D_1$.

Якщо ж $\tilde{Z}_D \neq 0$, то відповідно (12a), (12б) $C_1^* \neq C_1$ і $D_1^* \neq D_1$.

Розглянемо похибки, які виникають при рефрактометрії чисто аметропічного та чисто астигматичного ока.

Аметропічне око: $C_1 \neq 0$, $D_1 = 0$. При цьому (12a) і (12б) перетворюються до вигляду:

$$C_1^* = C_1 \left(1 - 2 \frac{\tilde{Z}_D C_1}{r_{\max} + 2\tilde{Z}_D C_1} \right); \quad (13a)$$

$$D_1^* = 0 \quad (13б)$$

Астигматичне око: $C_1 = 0$, $D_1 \neq 0$, тоді

$$C_1^* = - \frac{2r_{\max} \tilde{Z}_D D_1^2}{r_{\max}^2 - 4\tilde{Z}_D^2 D_1^2}; \quad (14a)$$

$$D_1^* = D_1 \left(1 + \frac{4\tilde{Z}_D^2 D_1^2}{r_{\max}^2 - 4\tilde{Z}_D^2 D_1^2} \right). \quad (14б)$$

Із вигляду формул (13a)...(14б) є очевидним, що у аметропічного ока зворотний хід променя 2 призводить до похибки визначення аметропії, але не призводить до похибки визначення астигматизму.

У астигматичного ока не тільки неправильно визначається астигматизм, але й з'являється похибка визначення аметропії, що супроводжується реєстрацією аметропії, якої насправді немає. Для більш детального аналізу виразів (12a)...(14б) на їх основі були розраховані відносні похибки визначення коефіцієнтів C_1 і D_1 :

$\delta C_1 [\%] = \frac{C_1^* - C_1}{C_1} \cdot 100 \%$, $\delta A_R [\text{днтр}] = -2000 (C_1^* - C_1) r_{\max}^{-2}$, $r_{\max} = 3 \text{ мм}$ та $\delta D_1 [\%] = \frac{D_1^* - D_1}{D_1} \cdot 100\%$, які представлені на рис. 4, 5, 6.

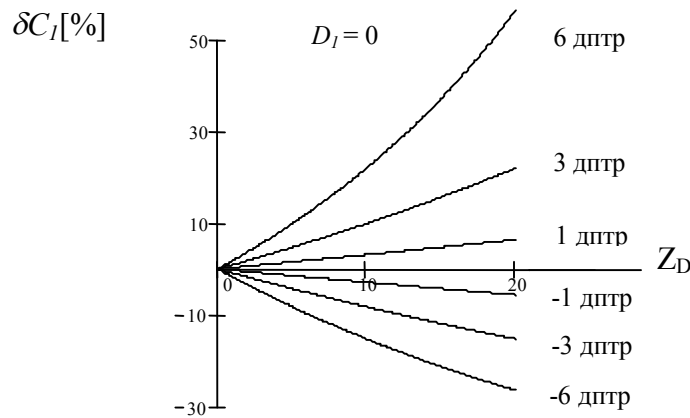


Рис. 4. Відносна похибка відтворення коефіцієнта C_1 , якщо око має вказану на графіках аметропію, а астигматизм – відсутній

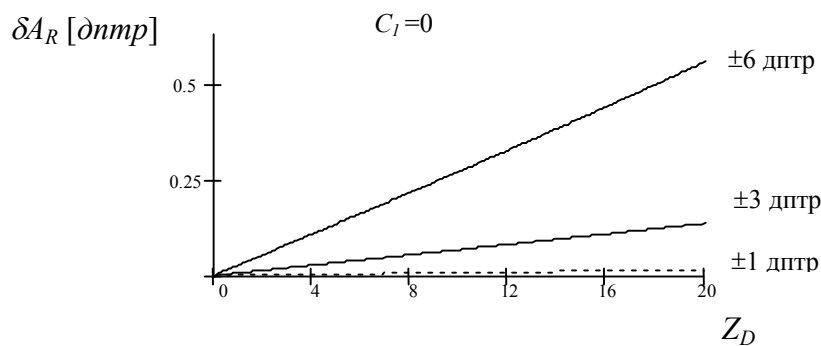


Рис. 5. Абсолютна похибка відтворення параметра аметропії при наявності у ока вказаного астигматизму, якщо аметропія відсутня

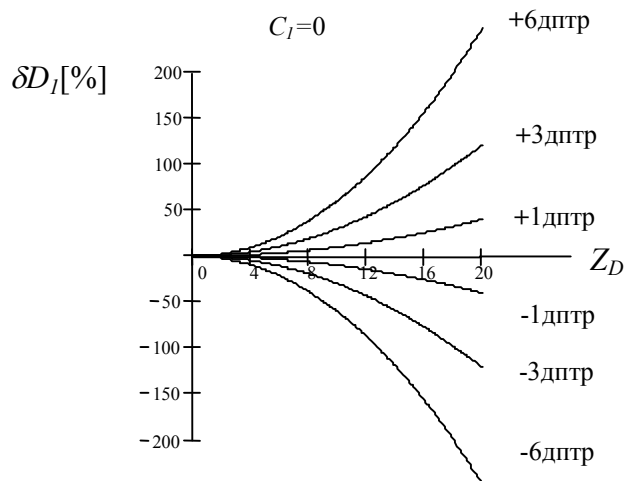


Рис. 6. Відносна похибка відтворення коефіцієнта D_1 , якщо око має вказаний на графіках астигматизм, а аметропія – відсутня

Значення C_1 і D_1 задавалися із використанням стандартних офтальмологічних параметрів аметропії і астигматизму. У роботі [7] показано, що стандартний, у відповідності до [9] параметр аметропії

$$A_R [\text{дптр}] = -2000C_1 r_{\text{max}}^{-2}, \tag{15}$$

а стандартний параметр астигматизму

$$A_S [\text{дптр}] = 4000D_1 r_{\text{max}}^{-2}, \tag{16}$$

причому параметри C_1, D_1, r_{max} мають розмірність [мм].

Якщо сканування ока і вимірювання його аберацій здійснюються у зоні діаметром 6 мм, то $r_{\max} = 3\text{ мм}$ і коефіцієнти C_1 і D_1 при цьому обчислюються за формулами:

$$C_1[\text{мм}] = -4,5 \cdot 10^{-3} \cdot A_R[\text{днтр}],$$

$$D_1[\text{мм}] = 2,25 \cdot 10^{-3} \cdot A_S[\text{днтр}].$$

Як видно із графіків на рис 4–6, похибки вимірювання коефіцієнтів C_1, D_1 у діапазоні аметропії $A_R = \pm(0...6)$ [днтр], астигматизму $A_S = (0...6)$ [днтр] можуть бути достатньо суттєвими при $Z_D = 0...20$. Ці похибки мають тенденцію до збільшення при зростанні аметропії і астигматизму ока та при збільшенні відстані Z_D .

При наявності аметропії, але відсутності астигматизму, відносна похибка вимірювання аметропії у ока з вказаною на рис.4 аметропією може досягати 50 %.

Якщо аметропія у ока відсутня, але має місце астигматизм, прилад все ж може реєструвати наявність аметропії, рис. 5, а похибка вимірювання астигматизму може перевищувати 200 % (рис. 6).

Висновки

1. Об'єктивні рефрактометри з просторовим розділенням, які використовують вимірювання поперечних аберацій на сітківці, можуть мати суттєві похибки визначення коефіцієнтів апроксимації функції хвильової аберації, а також всіх інших абераційних параметрів, що впливають з цієї функції, внаслідок абераційного впливу ОС ока на зворотний хід променів.

2. Наявність у ОС ока декількох типів аберацій може призводити до їх перехресного впливу на величини похибок, вказаних у п. 1.

3. Вказані в п. 1, п. 2 похибки можуть бути зменшеними або повністю усунутими при правильному розташуванні в системі приладу апертурної діафрагми фотоелектричного вимірювача аберацій, яке забезпечує суміщення зіниць приладу та ока.

4. Для зменшення впливу аметропії на похибки визначення інших аберацій ока доцільно використовувати в системі приладу компенсатор аметропії, наприклад, у вигляді додаткової лінзи перед оком.

5. Результати цієї роботи повинні вважатися лише початком досліджень, до задач яких в першу чергу повинні бути віднесені дослідження похибок з оком, що має несиметричні аберації вищих порядків, а також дослідження характеру поведінки похибок при зростанні діаметра апертурної діафрагми та при зростанні розмірів плями на сітківці.

ЛІТЕРАТУРА:

1. Чиж І.Г., Сокурєнко В.М. Методы измерения рефракции глаза с пространственным разрешением по зрачку // Оптический журнал. – 2001. – Том 68. - № 3. – С. 19–25.
2. Marsall I., Trokel S., Rothery S., and Krueger R. Photoablative reprofiling of the cornea using an excimer laser: photorefractive ceratectomy // lasers Ophthalmol. – 1986. – Vol. 1. – PP. 21–48.
3. Artal P., Marcos S., Navarro R., Williams D. / Add aberrations and double-pass measurements of retinal image quality / J. Opt. Soc. Am. A. – 1995. – Vol. 12. – № 2. – PP. 195–201.
4. David R. Williams, David H. Brainard, Matthew J. McMahon, Rafael Navarro / Double-pass and interferometric measures of the optical quality of the eye / J. Opt. Soc. Am. A. – Vol. 11. – № 12. – 1994. – PP. 3123–3135.
5. Rafael Navarro, Esther Moreno, and Carlos Dorronsoro / Monochromatic aberrations and point-spread functions of the human eye across the visual field / J. Opt. Soc. Am. A. – Vol. 15. – № 9. – 1998. – PP. 2522–2529.
6. Чиж І.Г. Глобальна апроксимація абераційної функції оптичної системи ока // Наукові вісті НТУУ “КПІ”. – 2001. – № 4.
7. Чиж. І.Г. Монохроматичні аберації оптичної системи ока // Наукові вісті НТУУ “КПІ”. – 2002. - № 1.
8. Борн М., Вольф Э. Основы оптики. – М.: Наука, 1970.
9. ГОСТ 14934 – 88 Офтальмологическая оптика. Термины и определения.

ОСПИОВА Ірина Юрійвна – аспірантка кафедри оптичних та оптико-електронних приладів Національного технічного університету України “КПІ”.

Наукові інтереси:

– рефрактометрія з просторовим розділенням оптичної системи ока.

ЧИЖ Ігор Генріхович – доцент, кандидат технічних наук, доцент кафедри оптичних та оптико-електронних приладів Національного технічного університету “КПІ”.

Наукові інтереси:

- оптичне офтальмологічне приладобудування,
- проектування оптичних систем.

Подано 17.10.2001