

В.Г. Колобродов, д.т.н., проф.

В.М. Сокурєнко, асис.

І.Г. Чиж, к.т.н., доц.

Національний технічний університет України "КПІ"

РЕФРАКТОМЕТРІЯ ОКА З ПРОСТОРОВИМ РОЗДІЛЕННЯМ

Обґрунтовано актуальність створення рефрактометрів ока з просторовим розділенням по зіниці. Вказані вимоги, яким повинні відповідати сучасні рефрактометри такого типу. На базі ознак, пов'язаних з виконанням головної функції, зроблено класифікацію та систематизовані принципіві схеми вказаних рефрактометрів. Показані перспективні напрямки розвитку просторово роздільної рефрактометрії.

1. Вступ

Відомо, що значна кількість людей мають спадкові або придбані вади зору. Ці вади можуть бути пов'язані зі спазмом акомодацийних м'язів (міопія), втратою еластичності кришталика (гіперметропія), викривленням поверхні рогівки або поверхонь кришталика (астигматизм). Перший з перелічених недоліків є результатом, головним чином, постійного перевантаження м'язів ціліарного тіла при читанні, роботі з комп'ютером, виконанні ручної роботи, що не було природнім для ока в період його еволюційного формування та розвитку. Тому міопія є вадодою зору переважно молодих людей. Гіперметропія та астигматизм пов'язані зі старінням організму і тому притаманні, насамперед, людям середнього та похилого віку.

Традиційні засоби коригування вад зору – окулярні лінзи або більш сучасний метод – контактні лінзи – мають суттєві недоліки. Окуляри є незручними для багатьох людей в період їх професійної діяльності. Вони також не завжди до вподоби з естетичних міркувань, особливо молодим людям. Контактні лінзи вільні від вказаних недоліків окулярів, але вони потребують виконання їх володарями певних процедур, що також не завжди зручно. Крім того, вони можуть вийти з контакту з оком в умовах, в яких їх негайне повернення на око є неможливим. Контактні лінзи у окремих пацієнтів викликають запалення рогівки, що робить їх взагалі непридатними для користування.

У зв'язку з цим, в останні роки дуже поширився новий метод корекції зору – хірургічний, суть якого полягає у зміні форми передньої поверхні рогівки (як найбільш важливого і найбільш доступного для хірургічного втручання оптичного елемента оптичної системи ока) [1]. Операція проходить безболісно і не потребує госпіталізації пацієнта, що посилює привабливість такого методу.

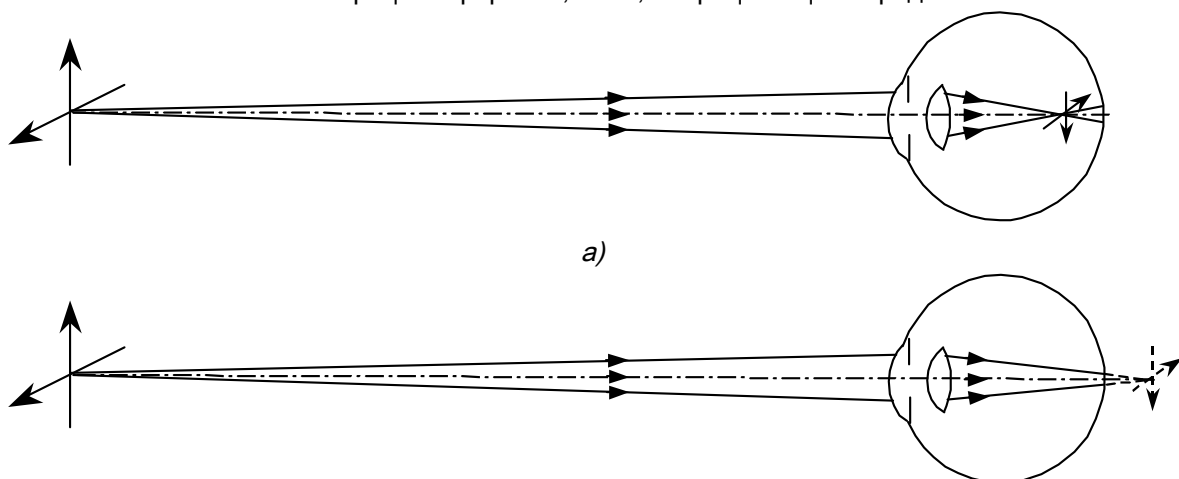
Технологія та техніка виконання хірургічних операцій на рогівці перебували у стані безперервного вдосконалення, і тому в останній час з'явилися та набули значного поширення, особливо у розвинених країнах світу, нові технології, що базуються на використанні автоматизованого лазерного видалення тіла рогівки [2–4]. В Україні теж почали відкриватися офтальмологічні центри, здатні проводити такі лазерні операції.

В порівнянні з традиційними технологіями, лазерні технології забезпечують високу точність та вибірковість. Тому з'явилась потреба у офтальмологічних рефрактометрах, які б мали відповідну високу точність вимірювання рефракції ока, причому не взагалі по всій площі зіниці, як це роблять звичайні рефрактометри, а в окремих точках зіниці, так званих вимірювальних точках (під терміном вимірювальна точка далі буде розумітися ділянка зіниці з малою площею, через яку проходить оптичне випромінювання рефрактометра). Такі рефрактометри отримали назву просторово роздільних або ПР рефрактометрів. Зараз вони є новим поколінням офтальмологічних рефрактометрів, над створенням яких працюють у багатьох розвинутих країнах світу, перш за все у США, Німеччині, Японії.

Метою даної роботи є висвітлення головних напрямків розвитку цієї техніки і досягнень, в тому числі і тих, що одержані авторами цієї статті. Задача полягає у загальному порівняльному аналізі переваг і недоліків методів і пристроїв просторово роздільної рефрактометрії та обґрунтуванні найбільш перспективних напрямків її розвитку.

2. Призначення та головні функції рефрактометрів з просторовим розділенням, проблеми їх створення

Головні вади зору – аметропія (міопія та гіперметропія), астигматизм, знижена гострота зору – викликані відповідними недосконаlostями оптичної системи ока. Насамперед до них відносяться втрата оптичною системою ока можливості мати потрібну оптичну силу, внаслідок чого зображення «недоотягується» до сітківки – міопія (рис. 1, а), формується за сітківкою – гіперметропія (рис. 1, б), або структурно «подвоюється» вздовж осьового променя пучка – астигматизм (рис. 1, в). По-друге, це порушення гомоцентричності пучків променів (несходження променів в одній точці), в результаті чого втрачається гострота зору. Характерною причиною такого порушення є астигматизм та інші аберації – сферична, кома, аберації вищих порядків.



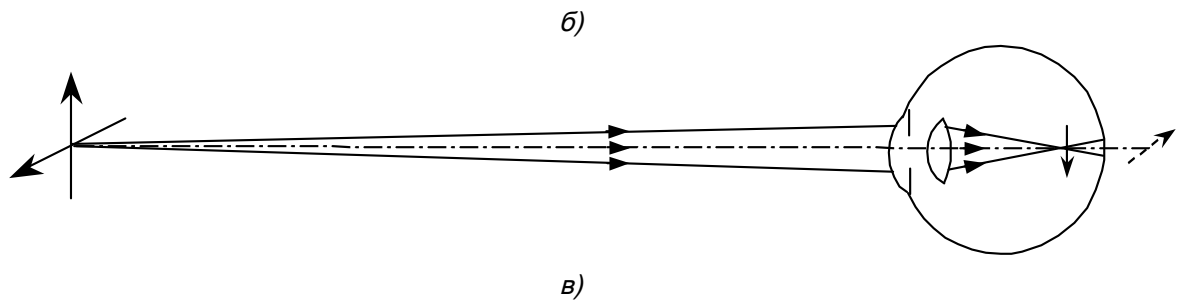


Рис. 1. Вади зору: а – міопія; б – гіперметропія; в – астигматизм

Ідеальна оптична система нормального ока повинна, як фазовий транспарант, перетворювати плоский або сферичний фронт світлової хвилі, що надходить у око з простору променів, у ідеально сферичний фронт іншої кривизни з центром на сітківці ока. Реальна оптична система ока (рис. 2, а) виконує це з порушеннями, які в оптиці найбільш зручно характеризуються та кількісно представляються так званою функцією деформації хвильового фронту або хвильовою аберацією. Для офтальмологів більш звичною є функція рефракції в зіничних координатах (карта рефракції).

Названі функції є функціями просторових зіничних координат. На рис. 2, б показана хвильова аберація $W(\rho, \varphi)$ як величина відстані між ідеальним сферичним фронтом (поверхня 1) та реальним фронтом (поверхня 2), причому виміряна вздовж радіуса сфери 1. Параметри ρ та φ – полярні координати з початком у точці перетину візуальної осі ока з площиною зіниці.

Щоб виправити небажану деформацію реального хвильового фронту (в ідеалі виконати умову $W(\rho, \varphi) = 0$), поверхні 1 і 2 суміщають, як показано на рис. 2, в, визначають форму простору між ними (рис. 2, в, заштрихована ділянка) і перераховують її на передню поверхню рогівки (на рис. 2, г заштрихована ділянка). Якщо видалити знайдену таким чином частину рогівки, то оптична система ока не буде мати попередньої недосконалості, і вада зору, показана на рис. 2, а, буде відкоригована.

На ранніх етапах розвитку методів хірургічної корекції зору застосовували так званий метод кератомії (рис. 3, а, б), суть якого полягає в нанесенні на рогівці ока надрізів – радіальних (рис. 3, а) або дугоподібних (рис. 3, б). Заживання цих надрізів супроводжується потрібною зміною форми рогівки, чим досягається бажаний ефект. Пізніше з'явилися технології механічної кератектомії та кератомільозу, суть яких полягає у механічному (за допомогою офтальмологічного рубанка) видаленні частини зовнішнього тіла рогівки (кератектомія) або внутрішнього тіла (кератомільоз). Внутрішнє тіло видаляється у стромі після відгортання шару епітелію з частиною стромі, після чого цей шар повертається на попереднє місце і приживляється.

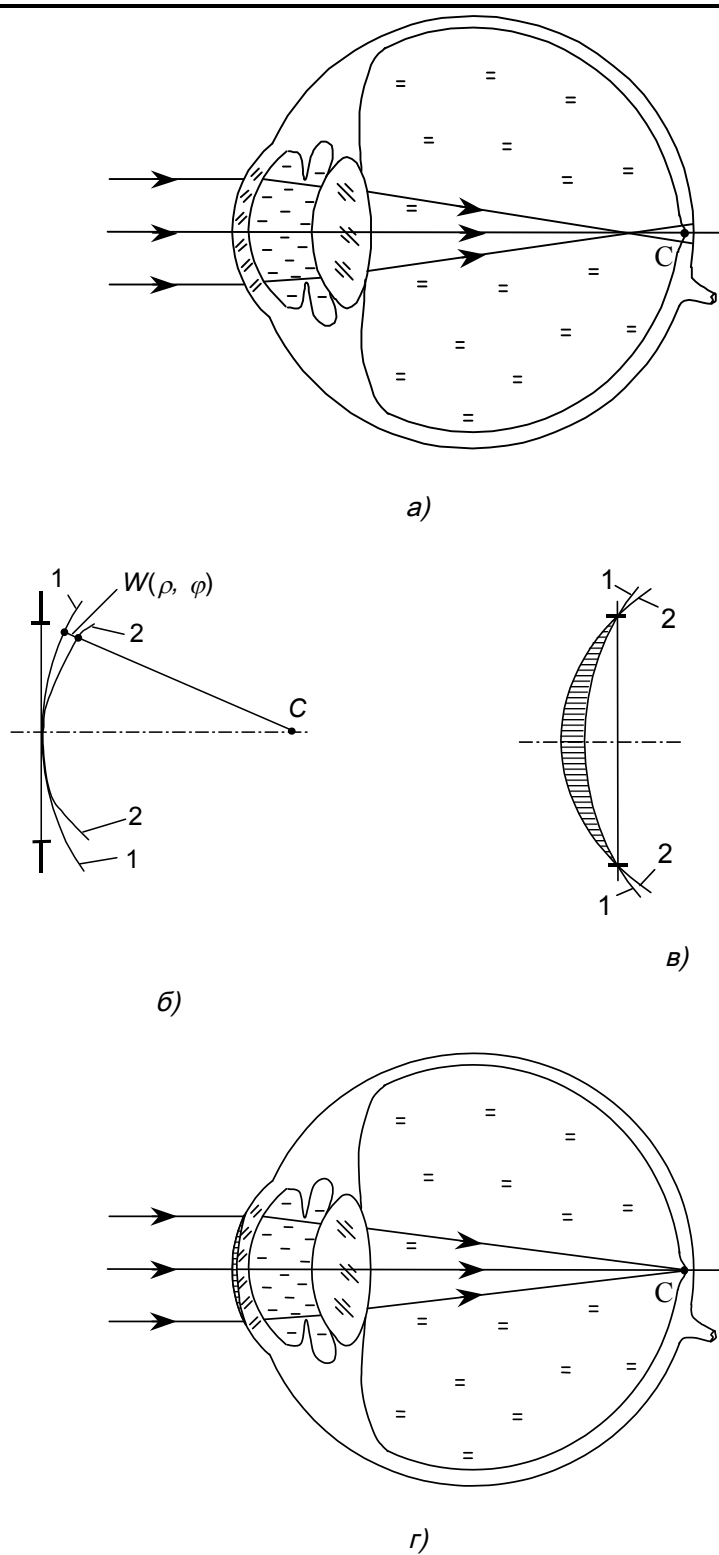


Рис. 2. Виправлення міопії корекцією форми передньої поверхні рогівки

Зрозуміло, що можливості механічної технології не дозволяють досить точно коригувати вади зору ока. Тому результати операції достатньо було контролювати звичайними методами та традиційною рефрактометричною апаратурою. Поява таких нових лазерних технологій, як фоторефрактивна кератектомія (Photo Refractive Keratectomy – PRK (рис. 3, в)) та лазерний кератомільоз (Laser

in Situ Keratomileusis – LASIK (рис. 3, г), дозволила за допомогою автоматично керованого випромінювання ексимерного лазера видаляти тіло рогівки шляхом його випаровування [2–4]. При цьому корекція форми рогівки може здійснюватися більш точно й вибірково.

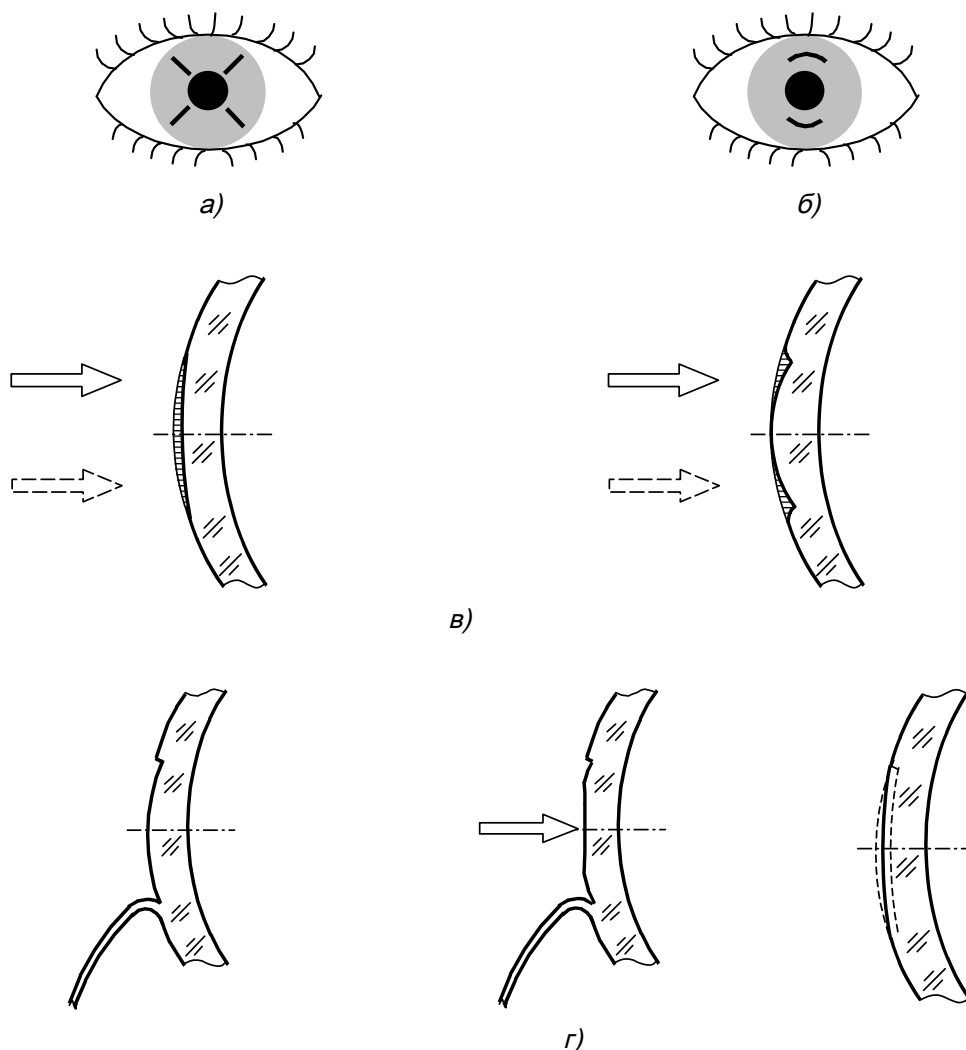


Рис. 3. Хірургічна корекція форми передньої поверхні рогівки

Як показав аналіз, актуальним є створення такого ПР рефрактометра, який би забезпечив вимірювання абераційної рефракції ока у діапазоні ± 6 діоптрій (дптр) з похибкою $\pm 0,1 \dots 0,25$ дптр при просторовому розділенні $0,3 \dots 0,5$ мм на зіниці у зоні $\varnothing 6 \dots 7$ мм.

На перший погляд при сучасному розвитку оптичної та електронної елементної бази і схемотехніки, досягнень у галузі комп'ютерної техніки створення високоточного, високопродуктивного, автоматизованого ПР рефрактометра не може бути серйозною проблемою. Але досвід розробки таких приладів довів протилежне. Головною перешкодою виявився дефіцит світлової енергії, що повинна надходити із ока і потрапляти на фотоелектричні вимірювачі аберації. Цей дефіцит обумовлений: 1) малими апертурами ($\varnothing 0,2 \dots 0,5$ мм) освітлювального або приймального каналів, що потрібно для забезпечення необхідної точності та просторового розділення вимірювань на зіниці; 2) малим (меншим 1 % [5]) коефіцієнтом відбиття сітківки в районі жовтої плями, де повинен концентруватися світловий потік; 3) обмеженнями світлової енергії, яка може бути направлена в око, що регламентовано стандартами небезпечного опромінювання сітківки [6]; 4)

необхідністю використання для вимірювань саме видимого діапазону електромагнітних хвиль, в якому обмеження опромінювання сітківки є найбільшими.

Ще один фактор, який ускладнює проблему, обумовлений тим, що око – це динамічний об'єкт, для якого характерна швидка зміна просторового положення із-за тремору, дрейфу, стрибків [7] і флуктуаційного стану акомодатції [8]. Досить швидко око реагує і на засліплення яскравим світлом, внаслідок чого зніця звужується і перешкоджає розповсюдженню світла у зоні вимірювань [9]. Застосування медикаментозних засобів для розширення зіниці та спазмування акомодатційних м'язів є у даному випадку неприйнятним, оскільки вказані засоби змінюють рефракційні властивості ока і роблять їх невідповідними природному стану. Тому з наведених вище причин вимірювання рефракції ока у всіх вимірювальних точках зіниці (а їх кількість з урахуванням просторового розділення складається з декількох десятків і навіть сотень) потрібно здійснювати за проміжок часу від 0,1 до 0,01 секунди.

Все це разом є суттєвими ускладнюючими факторами, які роблять створення сучасного ПР рефрактометра досить проблематичною задачею, розв'язання якої потребує наукових досліджень та дослідно-конструкторських робіт.

Першочерговою задачею у створенні ПР рефрактометрів є обґрунтований вибір принципу їх дії. Тому наступний розділ присвячується огляду існуючих розробок в цій галузі з критичним аналізом і порівнянням відомих методів і схемотехнічних рішень.

3. Огляд методів рефрактометрії ока з просторовим розділенням

Огляд методів і принципів дії ПР рефрактометрів зручно робити на базі відповідної систематизації та об'єднання їх у окремі класифікаційні групи (рис. 4). З цією метою використаємо спосіб або метод виконання основної функції – вимірювання абераційних відхилень пучків променів або деформації хвильового фронту – як головну класифікаційну ознаку. Таких ознак можна виділити щонайменше чотири.

За першою ознакою – кількістю проходів світла в оці – всі ПР рефрактометри поділяються на дві групи – однопрохідні (рис. 4, схема I-1) і двопрохідні (схема I-2). В однопрохідних використовується тільки один прохід світла – від рогівки до сітківки. Результат дії аберацій ока в цьому методі оцінюється самим пацієнтом, і такі рефрактометри називають суб'єктивними. В двопрохідних використовують зовнішній об'єктивний вимірювач абераційних зсувів світлової плями на сітківці, для функціонування якого потребується і зворотній хід світла від сітківки до фотоприймача. Цей вимірювач містить світлодіод 1 і об'єктив 2, що формує зображення сітківки на світлочувливій поверхні координатного фотоприймального пристрою 3. ПР рефрактометри з фотоелектричним або іншим зовнішнім вимірювачем називають об'єктивними.

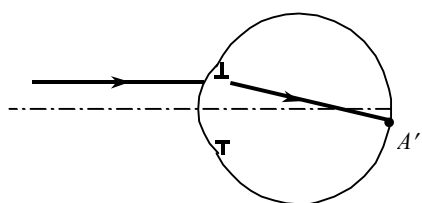
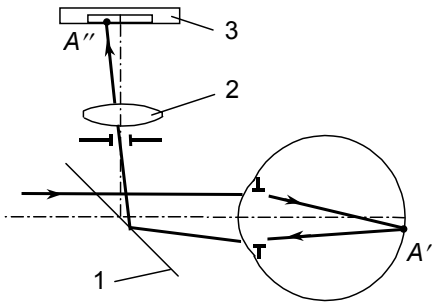
За другою ознакою – порядком вимірювання аберацій у вимірювальних точках – можливе існування двох методів (рис. 4, схеми II-1, II-2). В схемі II-1 вимірювання аберацій здійснюється послідовно в кожній вимірювальній точці за допомогою тонкого світлового пучка. При цьому використовується лише один фотоелектричний вимірювач координат світлової плями на сітківці. Переміщення пучка по сітківці з однієї вимірювальної точки в іншу виконує оптичний дефлектор. В схемі II-2 вимірювання здійснюються у всіх вимірювальних точках разом (одночасно), для чого використовується стільки вимірювальних каналів, скільки є вимірювальних точок на зіниці. Для створення такої кількос-

ті паралельних вимірювальних каналів застосовують лінзовий растр 5 і багатоелементний фотоприймач зображення типу ПЗЗ- або ПЗІ-матриць. Разом цей пристрій називають датчиком Гартмана-Шека. Кожний лінзовий елемент растра створює окреме зображення світлової плями на сітківці, координати яких вимірюються за допомогою вказаних фотоприймачів. При цьому оптичний дефлектор у рефрактометрі не потрібен.

Третя ознака – спосіб вимірювання аберації пучка у вимірювальній точці зіниці – також дозволяє розділити методи на дві групи. В першій групі локальну аберацію оцінюють за вимірними величинами $\Delta X'$, $\Delta Y'$ (схема III-1) – координатами абераційного зсуву світлової плями на сітківці. В другій групі (схема III-2) спочатку компенсують абераційний зсув світлової плями на сітківці до нульового значення шляхом зміни кутового положення світлового пучка на зіниці. При цьому положення пучка на зіниці повинно бути незмінним. Фотоелектричний вимірювач в цій схемі використовується лише як нуль-датчик. Далі вимірюються кути α та β , які вказують положення пучка відносно візуальної осі ока і тим самим визначають положення нормалі до хвильового фронту в даній вимірювальній точці. Значення цих кутів, знайдені таким чином у всіх вимірювальних точках зіниці, дають можливість відтворити функцію хвильової аберації ока та інші характеристики і параметри.

Четверта ознака пов'язана із виконанням компенсації деформації хвильового фронту разом по всій зіниці. Для цього використовується фазовий компенсатор, який може бути розташований на шляху світла, що надходить в око (схема IV-1), або на шляху світла, що виходить із ока (схема IV-2). Ці фазові компенсатори, наприклад, у вигляді адаптивного дзеркала, дозволяють відтворити таку деформацію хвильового фронту, при якій світлова пляма на сітківці зменшується до мінімуму. При цьому хвильову аберацію ока встановлюють за станом кожного з окремих елементів фазового компенсатора (кожного елементарного дзеркальця). Найпростішим фазовим компенсатором може бути набір змінних сферичних та циліндричних лінз.

Запропонована класифікація, по-перше, дає можливість зробити огляд відомих з літератури рефрактометричних установок та приладів, систематизувавши їх за методами та принципами дії. На рис. 4 в квадратних дужках біля кожної групи схем наведені літературні джерела, які містять опис принципових схем відповідних пристроїв.

	<p>[1, 10]</p>  <p>I-1</p>	<p>[11, 16, 18, 19]</p>  <p>I-2</p>
I	<p>[18, 19]</p>	<p>[12, 13]</p>

4. Порівняльний аналіз методів рефрактометрії ока з просторовим розділенням

Із порівняння суб'єктивних і об'єктивних методів стає зрозумілим, що суб'єктивні методи мають суттєві переваги. По-перше, вони не мають похибки, яка може виникнути за рахунок впливу аберацій оптичної системи ока на другому проході світла. По-друге, в суб'єктивних методах використовується саме той фотоприймач – сітківка, з якою безпосередньо працює оптична система ока. Але ці методи не можуть конкурувати з об'єктивними за точністю, швидкодією та продуктивністю. Так, проведення сеансів вимірювання на установках Смірнова М.С. [10] або Сергієнко М.М. [1] потребує часу від декількох хвилин до декількох годин. Втома пацієнта при цьому не дає можливості зробити детальні та точні вимірювання.

Порівняння однопроменевих [16, 18, 19] і багатопроменевих [12, 13] ПР рефрактометрів показує, що перші, хоч і є більш складними, дозволяють мати більшу точність вимірювань поперечних зсувів світлової плями на сітківці та більший діапазон вимірювань цих зсувів. За витратами часу на сеанс вимірювань вони не лише не поступаються багатопроменевим, але у деяких випадках можуть функціонувати більш швидко. Макетування та експериментальні дослідження однопроменевих ПР рефрактометрів дозволили встановити, що при застосуванні акустооптичного дефлектора існує можливість повного задоволення вимог до викладених в підрозділі 2 параметрів.

Перевага схеми III-2 над схемою III-1 полягає в тому, що вимірювання значень кутів α і β дозволяє значно спростити математичні процедури відновлення рефракційних карт та функції хвильової аберації. Проте, схема III-2 поступається схемі III-1 за швидкодією, оскільки використання слідкуючих систем з багатоітераційним процесом пошуку «нуля» сигналів фотоприймача потребує в декілька разів більше часу на проведення сеансу вимірювань в порівнянні зі схемою III-1.

Схеми IV-1 і IV-2 по суті реалізують компенсаційну схему III-2 в багатопроменевих схемах II-2. Схема IV-1 дає можливість використати суб'єктивний метод, а схема IV-2 забезпечує об'єктивний метод. Їх перевагою є надання оператору можливості фізичного моделювання деформації хвильового фронту ока. Проте таке моделювання потребує використання досить складних і коштовних пристроїв – адаптивних дзеркал або лінзових систем. До того ж, на пошук потрібної форми (стану) цих компенсаторів потрібно набагато більше часу, ніж у інших схемах, що також є суттєвим недоліком адаптивних ПР рефрактометрів.

5. Висновки

1. Методи, що потребують безпосередньої участі пацієнта у вимірювальному процесі (суб'єктивні методи) є непридатними для створення ПР рефрактометрів, які б відповідали сучасним вимогам.

2. Методи із застосуванням елементів адаптивної оптики (компенсаторів) та датчиків хвильової аберації мають сумнівну перспективу подальшого розвитку і запровадження у ПР рефрактометрії внаслідок недостатньої швидкодії, складності системи та великої собівартості.

3. Серед об'єктивних методів найбільш продуктивними, точними і швидкодіючими є ті, що реалізують вимірювання абераційних зсувів світлової плями на сітківці.

4. До методів, найбільш прийнятних для застосування у ПР рефрактометрії, можна віднести одно- та багатопроменеві, які використовують датчик Гартмана-Шека. Проте, враховуючи, що при практично однаковій продуктивності або швидкодії однопроменевий метод забезпечує вищу

точність (завдяки більш ефективному використанню світлової енергії) та більший діапазон вимірювань хвильової аберації (завдяки відсутності сусідніх каналів), перевагу потрібно віддати однопровменевим ПР рефрактометрам з дефлекторами світлового пучка.

ΛΙΤΕΡΑΤΥΡΑ:

1. *Сергиенко Н. М.* Офтальмологическая оптика. – М.: Медицина, 1991. – 142 с.
2. *Marsall J., Trokel S., Rothery S. and Krueger R.R.* Photoablative reprofiling of the cornea using an excimer laser: photorefractive keratectomy / *Lasers Ophthalmol.*, 1986. – Vol. 1. – P. 21–48.
3. *Pallikaris I., Papatzanaki M., Stathi E., Frenschock E. and Georgiadis A.* A corneal flap technique for laser in situ keratomileusis: human studies / *Laser Surg. Med.*, 1990. Vol. 10. – P. 463–468.
4. *Littlefield T.R., Koepnick R.G., Binder P.S. and Geggel H.S.* New method for reshaping the cornea / *J. Biomedical Optics*, 1997. – Vol. 2. – P. 106–114.
5. *Knighton R.W.* Quantitative reflectometry of the ocular fundus / *IEEE Engineering in medicine and biology*, 1995. – Jan./Feb. – P. 43–51.
6. *American National Standards Institute.* American National Standard for the Safe Use of Lasers, ANSI Z136.1-1993 (Laser Institute of America, Orlando, Fla., 1993).
7. *Движение глаз и зрительное восприятие.* – М.: Наука, 1978.
8. *Ананин В.Ф.* Моделирование регуляции аккомодационного аппарата глаза / *Физиология человека*, 1988. – Т. 14, № 4. – С. 569–576.
9. *Ананин В.Ф.* Моделирование регуляции диаметра зрачка глаза / *Физиология человека*, 1986. – Т. 12, № 4. – С. 669–675.
10. *Смирнов М.С.* Измерение волновой аберации глаза / *Биофизика*, 1961. – Т. 6. – С. 776–794.
11. *Walsh G., Charman W.N. and Howland H.C.* Objective technique for the determination of monochromatic aberrations of the human eye / *J. Opt. Soc. Am. A.*, 1984. – Vol. 1. – P. 987–992.
12. *Liang J., Grimm B., Goelz S. and Bille J.F.* Objective measurement of wave aberrations of the human eye with the use of a Hartmann-Shack wave-front sensor / *J. Opt. Soc. Am. A.*, 1994. – Vol. 11. – P. 1949–1957.
13. *Liang J. and Williams D.R.* Aberrations and retinal image quality of the normal human eye / *J. Opt. Soc. Am. A.*, 1997. – Vol. 14. – P. 2873–2883.
14. *Liang J., Williams D.R. and Miller D.T.* Supernormal vision and high-resolution retinal imaging through adaptive optics / *J. Opt. Soc. Am. A.*, 1997. – Vol. 14. – P. 2884–2892.
15. *Webb R.H., Penney C.M. and Thompson K.D.* Measurement of ocular local wavefront distortion with a spatially resolved refractometer / *Appl. Opt.*, 1992. – Vol. 31. – P. 3678–3686.
16. Патент 5258791, США, 1993.
17. *Howland B. and Howland H.C.* A subjective method for the measurement of monochromatic aberrations of the eye / *J. Opt. Soc. Am.*, 1977. – Vol. 67. – P. 1508–1518.

18. *Molebny V.V., Pallikaris I.G., Naoumidis L.P., Chyzh I.H., Molebny S.V., Sokurenko V.M.* Retina ray-tracing technique for eye-refraction mapping / Proc. of SPIE, 1997. – Vol. 2971. – P. 175–183.
19. *Молебний В.В., Чиж І.Г., Сокурєнко В.М.* Однопроменевий метод вимірювання локального розподілу аберацій ока / Вимірювальна та обчислювальна техніка в технологічних процесах, 1998. – № 4. – С. 130–135.

КОЛОБРОДОВ Валентин Георгійович – доктор технічних наук, професор, завідувач кафедри оптичних та оптичноелектронних приладів Національного технічного університету України «КПІ».

Наукові інтереси:

- інфрачервона техніка;
- оптичноелектронні прилади космічного зондування земної поверхні;
- оптичні медичні прилади.

СОКУРЕНКО В'ячеслав Михайлович – асистент кафедри оптичних та оптичноелектронних приладів Національного технічного університету України «КПІ».

Наукові інтереси:

- офтальмологічне приладобудування;
- автоматизація проектування оптичних систем.

ЧИЖ Ігор Генріхович – кандидат технічних наук, доцент кафедри оптичних та оптичноелектронних приладів Національного технічного університету України «КПІ».

Наукові інтереси:

- офтальмологічне приладобудування;
- теорія та проектування оптичних систем.

Подано 12.01.2000.