

УДК 617.-7-007.618-07

В. П. КОЖЕМ'ЯКО<sup>1</sup>, О. О. ШТЕЛЬМАХ<sup>1</sup>, Н. В. МАЛАЧКОВА<sup>2</sup>, С. О. ШТЕЛЬМАХ<sup>1</sup>

## ОПТИКОЕЛЕКТРОННА МУЛЬТИСЕНСОРНА СИСТЕМА ТА МАТЕМАТИЧНА МОДЕЛЬ ОДИНИЧНОГО СЕНСОРУ ДЛЯ ВИМІРЮВАННЯ ТОВЩИНИ РОГІВКИ ОКА

<sup>1</sup>Вінницький національний технічний університет,  
21021, вул. Хмельницьке шосе, 95, м. Вінниця, Україна  
E-mail: [safedralot@gmail.com](mailto:safedralot@gmail.com)

<sup>2</sup>Вінницький національний медичний університет  
21018, вул. Пирогова, 57, м. Вінниця, Україна  
E-mail: [optimal08@mail.ru](mailto:optimal08@mail.ru)

**Анотація.** З огляду на проблематику захворювання на глаукому, можна чітко сказати, що сучасні методи експрес-діагностики повинні володіти високою швидкістю, зручністю використання а їх технічна реалізація повинна відповідати високим показникам портативності. Майбутні дослідження повинні бути спрямовані на удешевлення реалізації сучасних методів, а основний напрям — неінвазивні методи для експрес-діагностики для скрінінг-обстежень. Оптичні методи та системи діагностики якісно відрізняються від традиційних, забезпечуючи значно вищі технічні характеристики та вищий рівень комфорту при їх використанні, а також дозволяють проводити швидко експрес-діагностику безконтактним способом. Завдяки використанню світлового випромінювання як носія інформаційної вимірювальної величини можливе здійснення контролю внутрішньоочного тиску та товщини рогівки ока — як основної ознаки виникнення захворювання.

**Анотация.** Учитывая проблематику заболевания глаукомой, можно четко сказать, что современные методы экспресс-диагностики должны обладать высоким быстродействием, удобством использования а техническая реализация должна соответствовать высоким показателям портативности. Будущие исследования должны быть направлены на удешевление реализации современных методов, а основное направление — неинвазивные методы для экспресс-диагностики для скрининг-обследований. Оптические методы и системы диагностики качественно отличаются от традиционных, обеспечивая значительно более высокие технические характеристики и высокий уровень комфорта при их использовании, а также позволяют проводить быструю экспресс-диагностику бесконтактным способом. Благодаря использованию светового излучения как носителя информационной измерительной величины возможно осуществление контроля внутриглазного давления и толщины роговицы глаза — как основного признака возникновения заболевания.

**Abstract.** In the view of the problems of disease of glaucoma can clearly say that the modern methods of rapid diagnosis should possess high-performance, technical implementation must meet high levels of portability, ease of use. Future research should be aimed at easing the implementation of modern methods, the main direct — is non-invasive methods for rapid diagnostic screening examinations. Optical methods and diagnosis systems are qualitatively different from traditional and provide much higher specifications and the higher level of comfort in their use, also they allow to lead quick rapid-diagnosis of non-contact method. Through the use of light radiation as a carrier of information measuring value, it is possible to control the intraocular pressure and corneal thickness of the eye — as the main symptoms of the disease.

**Ключові слова:** глаукома, внутрішньоочний тиск (ВОТ), експрес-діагностика

### ВСТУП

Кількість людей, що хворіють на глаукому коливається в світі від 60,5 до 105 млн. чоловік і за наступні 10 років ця цифра збільшиться ще на 10 млн [1]. Сучасна офтальмологія не стоїть на місці і потребує розробки неінвазивних та безконтактних методів діагностики та лікування глаукоми [2]. Наукові дослідження направлені на розробку методів та засобів ранньої діагностики (експрес-діагностики) глаукоми представляють велику актуальність для суспільства та сучасної медицини [3]. Високий рівень ВОТ спричиняє порушення волокон зорового нерву та призводить до атрофії, втрати своїх функцій та зору [4].

### РОЗРОБКА БЕЗКОНТАКТНОГО МЕТОДУ ВИМІРЮВАННЯ ТОВЩИНИ РОГІВКИ ОКА

При розробці нових методів діагностики глаукоми в рамках поставленої задачі, особливу увагу потрібно звернути на точність, портативність, швидкість та безконтактність методів.

Шляхом до вирішення проблеми неінвазивного моніторингу може бути використаний принцип

контролю зміни товщини поверхні ока потоком оптичного випромінювання вимірювального сенсору з використанням поєднання поляризаційного та рефракційного методу, що потребує більш детального подальшого дослідження.

В основу розробки нового методу товщини рогівки ока покладено взаємодію джерела випромінювання з рогівкою ока, рогівки ока з внутрішньоочною рідиною та рогівки з світлореєструючим елементом (рис. 1), де 1 — джерело випромінювання, 2 — біологічний об'єкт(око), 3 — світлореєструючий елемент.

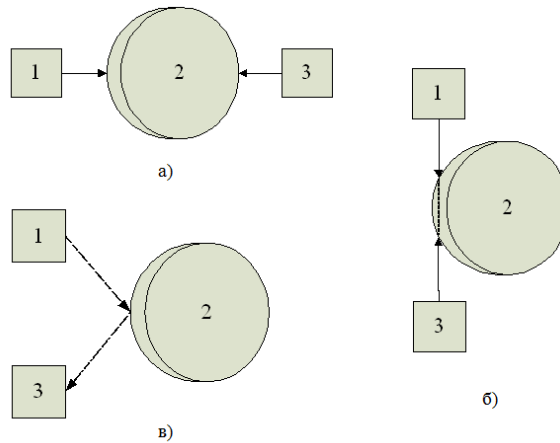


Рис. 1. Можливі принципи реалізації оптичних неінвазивних методів зняття інформаційних параметрів з рогівки ока людини

Схема системи (рис. 1а) не може бути використана при розробці нового методу вимірювання товщини рогівки ока, так як фізіологічні особливості людини унеможливають реєстрування світлового випромінювання зі сторони зорового нерву.

Схема системи (рис. 1б) не може бути використана в поставленій задачі, так як має принципові обмеження, а саме ігнорування залежності товщини рогівки, що є основним інформаційним параметром, який напряму пов'язаний з офтальмотонусом.

Оптимальною структурою для зняття інформаційних параметрів з ока людини можна виділити схему (рис. 1в). За рахунок чіткого розділення фізіологічних шарів ока, можна використати ефекти відбиття та поглинання біологічним об'єктом з подальшою фіксацією змін параметрів світлового випромінювання.

Для додаткового діагностування глаукоми метод повинен вимірювати основну характеристику при захворюванні на первинну відкритокутову глаукому — офтальмотонус (ВОТ). Метод вимірювання внутрішньоочного тиску буде базуватись на непрямому, а саме опосередкованому вимірюванні (рис. 2).

$$f(w) = fd(fI(\lambda, f(Ia, Uv))), \quad (1)$$

де  $w$  — внутрішньоочний тиск,  $d$  — товщина рогівки,  $I$  — інтенсивність світла,  $\lambda$  — довжина хвилі,  $Ia$  — сила струму,  $Uv$  — напруга.

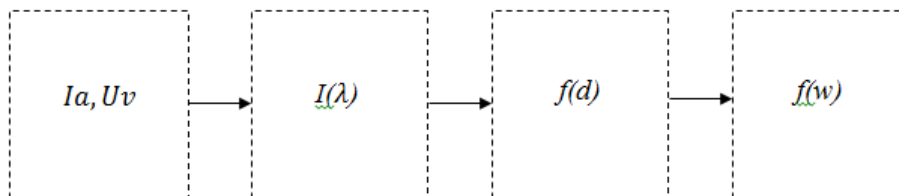


Рис. 2. Узагальнена модель опосередкованого вимірювання внутрішньоочного тиску

Для високої точності вимірювання товщини рогівки ока можна розглянути поляризаційно-оптичний метод дослідження границь розділу середовищ, який базується на вивченні зміни стану поляризованого світла після взаємодії його з поверхнею границь цих середовищ. Падаюче на поверхню ока плоскополяризоване світло при відбиванні та заломленні отримує еліптичну поляризацію. Залежність між оптичними параметрами досліджуваного шару та параметрами еліптично поляризованого світла знаходиться за формулами Френеля.

На принципі еліпсометрії можна побудувати чутливий та безконтактний метод вимірювання товщини рогівки ока (рис. 3).

Еліпсометрія також є опосередкованим методом вимірювання, тому потрібно встановити параметри оптичних шарів, які мають свої коефіцієнти відбиття, функцію діелектричного тензору і вже за формулами Френеля підбирати параметри, які найкращим чином описують фазовий здвиг та амплітуду.

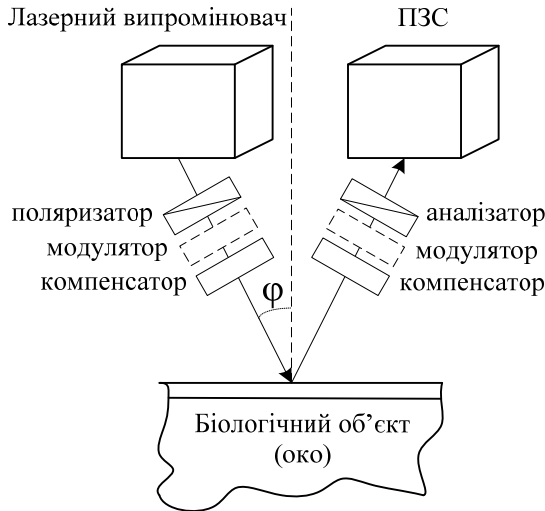


Рис. 3. Принцип поляризаційного вимірювання товщини рогівки

Обмеженням даного методу є складність визначення коефіцієнтів відбивання та заломлення шарів рогівки, так як в математичних залежностях методу присутні показники діелектричної проникності рідкої та твердої фази рогівки ока, а також показник об'ємної концентрації твердої фази. В принципі роботи даного методу, вимірювання товщини плівок проходить опосередковано та залежить від показників поляризації відбитих променів, оскільки товщина рогівки відносно мала, це призводить до незначних змін інформаційних параметрів.

Еліпсометричний метод структурно схожий з запропонованою структурою одиничного сенсора (рис. 1в), але цей метод має свої недоліки. Через потребу в використанні поляризатора, модулятора, компенсатора та аналізатора, суттєво підвищується схемотехнічна складність та унеможливується побудова портативної, негабаритної системи вимірювання товщини рогівки.

### РОЗРОБКА ОПТИКОЕЛЕКТРОННОГО СЕНСОРУ ДЛЯ ВИМІРЮВАННЯ ТОВЩИНИ РОГІВКИ ОКА

Для розробки методу вимірювання товщини рогівки потрібно розробити сенсор, який буде працювати в діапазоні безпечних для ока людини довжинах хвиль, або використовувати перетворення довжин світлових хвиль за допомогою додаткового спектрального перетворювача [6].

В основу роботи одиничного сенсору покладена фотофіксація зміни фізичних параметрів лазерного випромінювання на рогівку ока людини. На даному етапі пропонується розробка рефракційного суб-методу для визначення товщини рогівки [5].

Із закону заломлення світлових променів можна виділити факт непрямої поширення світла в неоднорідному середовищі. Рогівку ока людини можна представити як набір тонких пластинок з різними показниками заломлення (рис. 6), для яких виконується важливий закон Снелліуса.

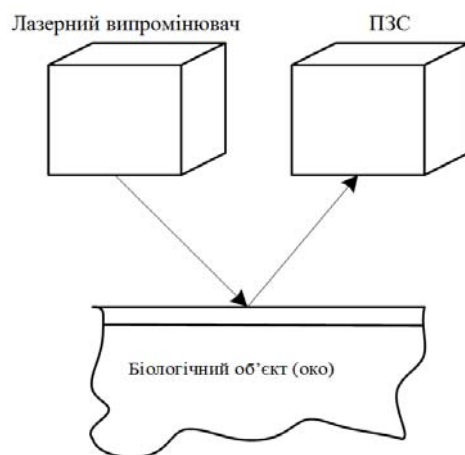


Рис. 4. Узагальнена структура одиничного сенсору

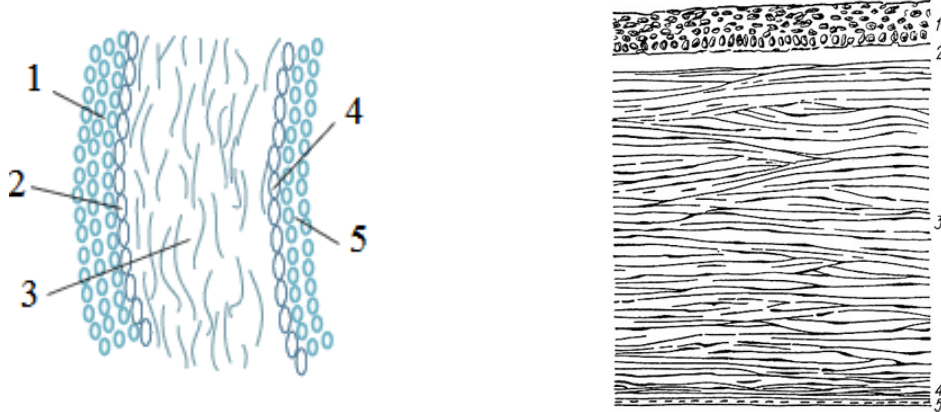


Рис. 5. Поперечна структура рогівки ока

Як видно з вищенаведеного рисунку, рогівка має неоднорідну структуру з прозорими шарами:

1—передній або покривний епітелій рогівки (epithelium anterior) — захисний шар рогівки, який складається з 5—8 шарів чітко впорядкованих епітеліальних клітин, товщиною до 50 мкм, цей шар складає 10—20 % товщини рогівки;

2—боуменова оболонка або передня погранична пластинка (lamina limitans anterior) — міцна оболонка, від якої залежить форма рогівки. Безструктурна, гомогенна, абсолютно прозора пластинка товщиною 6—9 мкм;

3—stroma або основна рідина (substantia propria cornea) — найтовстіший шар рогівки з колагенових волокон, складає до 90 % всієї товщини рогівки;

4—десцеметова оболонка або задня погранична пластинка (substantia propria cornea) — розділяє основну рідину від ендотелію. Гомогенна, склоподібна пластинка товщиною від 0,5 до 10 мкм;

5—ендотелій або задній епітелій рогівки (epithelium posterior) — шар, який забезпечує транспорт поживних речовин в рогівку і з неї.

В нормі рогівка характеризується сферичністю, дзеркальністю, прозорістю та відсутністю кровоносних судин, що створює підґрунтя для розвитку оптичних методів вимірювання товщини рогівки.

За законом Снелліуса, наявність проміжних шарів не впливає на зв'язок між кутом падіння первинного середовища та кутом заломлення останнього, рис. 2. 5.

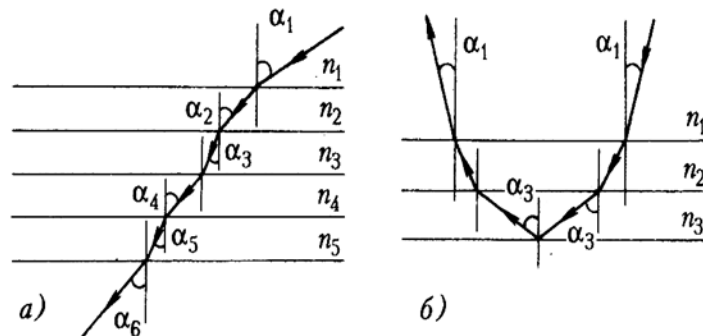


Рис. 6. Проходження світлового променя через багатшарове середовище з різними показниками заломлення  $n_i$

В дійсності, якщо неоднорідне середовище складає набір шарів та пластин з різними показниками заломлення  $n_1, n_2, n_3, \dots$  (рис. 5), і середовище прозоре, то промінь проходить крізь неї і на границі розділу шарів (пластин) виконується співвідношення, обумовлене законом заломлення:

$$n_1 \sin \alpha_1 = n_2 \sin \alpha_2 = n_3 \sin \alpha_3 = \dots = n_i \sin \alpha_i, \quad (2)$$

тобто вздовж обраного напрямку виконується співвідношення

$$n_i \sin \alpha_i = \text{Const}. \quad (3)$$



При вимірюванні потрібно використовувати плавно чи дискретно (від 6 довжин хвиль) лазерне джерело випромінювання зі змінними довжинами хвиль  $\lambda$  в вузькому діапазоні, наприклад DBF (distributed feedback laser) лазер.

Для вимірювання товщини рогівки потрібно знайти першу та другу похідну коефіцієнта відбивання трирівневої системи «повітря — передній епітелій рогівки — задній епітелій рогівки».

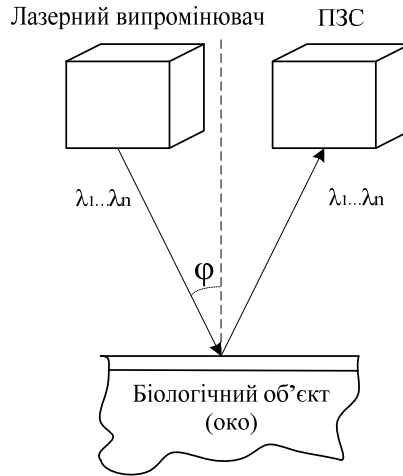


Рис. 8. Принцип безконтактного методу вимірювання товщини рогівки за інтенсивністю відбитих променів

Коли оптичне випромінювання відбивається від рогівки, фотоприймач реєструє інтенсивність випромінювання. Довжина  $\lambda$  змінюється дискретно чи плавно для обчислення по даним вимірювання першої та другої похідної коефіцієнта відбиття трирівневої системи.

Фотоприймач на довжині хвилі  $\lambda$  реєструє потужність випромінювання  $P(\lambda)$  відбитого від поверхні.

Реєструєма потужність може бути описана як

$$P(\lambda) = P_0 R(\lambda), \quad (8)$$

де  $P_0$  — потужність випромінювання джерела світла,  $R(\lambda)$  — коефіцієнт відбиття поверхні,  $d$  — товщина рогівки.

Для вирішення поставленої задачі, потрібно знайти коефіцієнти відбивання на границі середовищ повітря — передній епітелій рогівки  $r_{12}$  та передній епітелій рогівки — задній епітелій рогівки  $r_{23}$ :

$$r_{12} = \sqrt{\frac{(1-n_2(\lambda))^2 + k_2^2(\lambda)}{(1+n_2(\lambda))^2 + k_2^2(\lambda)}} \quad (9)$$

$$r_{23} = \sqrt{\frac{(n_2(\lambda)-n_3(\lambda))^2 + (k_2(\lambda)-k_3(\lambda))^2}{(n_2(\lambda)+n_3(\lambda))^2 + (k_2(\lambda)+k_3(\lambda))^2}} \quad (10)$$

де  $n_2(\lambda)$ ,  $n_3(\lambda)$  — показники заломлення,  $k_2(\lambda)$ ,  $k_3(\lambda)$  — показники поглинання переднього епітелію рогівки та заднього епітелію рогівки відповідно.

Коефіцієнт відбиття трирівневої системи  $R(\lambda, d)$  можна описати як

$$R(\lambda, d) = \frac{r_{12}^2 + r_{23}^2 + 2r_{12} r_{23} \cos[2\beta(\lambda, d)]}{1 + r_{12}^2 r_{23}^2 + 2r_{12} r_{23} \cos[2\beta(\lambda, d)]} \quad (11)$$

де  $\beta(\lambda, d) = \frac{2\pi d}{\lambda} n_2(\lambda)$ .

Значення  $r_{12}^2 r_{23}^2$  та  $2r_{12} r_{23} \cos[2\beta(\lambda, d)]$  дуже малі, тому формулу (11) можна спростити:

$$R(\lambda, d) \approx r_{12}^2 + r_{23}^2 + 2r_{12} r_{23} \cos[2\beta(\lambda, d)]. \quad (12)$$

Формули (8, 11, 12) показують, що якщо фотореєстратор фіксує все випромінювання від рогівки ока, то по результатам вимірювання  $P(\lambda)$  можна знайти коефіцієнт відбиття  $R(\lambda, d)$  і по його величині знайти товщину рогівки  $d$ .

Слід зазначити, що величина  $R(\lambda, d)$  на одній довжині хвилі зондування  $\lambda$  через інтерференції випромінювання відбитого від границь розділу повітря-верхня границя рогівки, верхня границя рогівки-нижня границя рогівки не однозначно вимірює товщину рогівки.

Ця неоднозначність для товщини рогівки може бути усунена методом оснований на визначенні першої та другої похідної (по довжині хвилі) коефіцієнта відбивання систем «повітря-передній епітелій рогівки-задній епітелій рогівки».

Знайдемо першу і другу похідну  $R(\lambda, d)$  по  $\lambda$ , зважаючи на те, що зміна по  $\lambda$  величин  $r_{12}$ ,  $r_{23}$  та  $n_2$  набагато повільніша, ніж зміна по  $\lambda$  величини  $\cos[2\beta(\lambda, d)]$  на основі формули (12):

$$R'(\lambda, d) \approx 2r_{12}r_{23} \sin\left[\frac{4\pi d}{\lambda}n_2\right]\frac{4\pi d}{\lambda^2}n_2, \quad (13)$$

$$R''(\lambda, d) \approx -2r_{12}r_{23} \cos\left[\frac{4\pi d}{\lambda}n_2\right]\left[\frac{4\pi d}{\lambda^2}n_2\right] - 4r_{12}r_{23} \sin\left[\frac{4\pi d}{\lambda}n_2\right]\frac{4\pi d}{\lambda^2}n_2, \quad (14)$$

Після математичних перетворень формул (9—12) отримаємо значення товщини рогівки ока:

$$d \approx \frac{\lambda^2}{4\pi n^2} \left| \frac{R''(\lambda, d) + \frac{2}{\lambda}R'(\lambda, d)}{R(\lambda, d) - r_{12}^2 - r_{23}^2} \right|^{\frac{1}{2}}. \quad (15)$$

Більш точне значення товщини рогівки ока, яке базується на формулі (11) буде мати вигляд:

$$d = \frac{\lambda^2}{4\pi n^2} \left| \frac{K''(\lambda, d) + \frac{2}{\lambda}K'(\lambda, d)}{K(\lambda, d)} \right|^{\frac{1}{2}}, \quad (16)$$

де  $K(\lambda, d) = \frac{R(\lambda, d)(1+r_{12}^2 r_{23}^2) - r_{12}^2 - r_{23}^2}{2r_{12} r_{23} (1-R(\lambda, d))}$ .

Таким чином, для вимірювання товщини рогівки ока необхідно провести вимірювання коефіцієнтів відбивання системи «повітря-передній епітелій рогівки-задній епітелій рогівки» і визначити його першу та другу похідну, використовуючи змінний по довжині хвилі в вузькому діапазоні DBF лазер ближнього чи середнього ІЧ-діапазонів спектру.

В підсумку симбіозу двох методів вимірюється інтенсивність відбитих променів та реєструється зміщення падаючих променів на поверхню ПЗС матриці:

$$\begin{cases} d = \frac{\frac{1}{2}L}{\text{tg}\left(180 - \arcsin\left(\frac{\sin\phi n_1}{n_2}\right)\right)} \\ d = \frac{\lambda^2}{4\pi n^2} \left| \frac{K''(\lambda, d) + \frac{2}{\lambda}K'(\lambda, d)}{K(\lambda, d)} \right|^{\frac{1}{2}} \end{cases} \quad (17)$$

### РОЗРОБКА МУЛЬТИСЕНСОРНОЇ СИСТЕМИ ДЛЯ ВИМІРЮВАННЯ ТОВЩИНИ РОГІВКИ ОКА

Однією з фізіологічних особливостей рогівки ока людини є неоднорідність товщин на різних ділянках. Це зумовлено природою колагенових структур, які формують геометрію рогівки.

Для точного вимірювання товщини рогівки, пропонується використання принципу паралельного вимірювання товщини в різних ділянках [7], а саме в верхньому, нижньому, назальному, темпоральному квадранті та в центральній зоні рогівки.

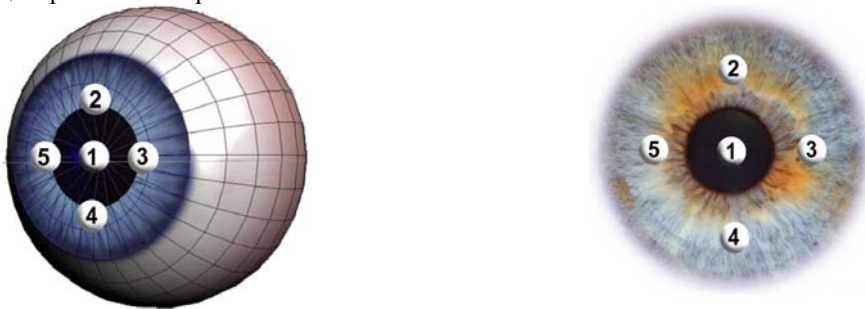


Рис. 9. Пропоновані точки для визначення товщини рогівки мультисенсором на прикладі правого ока:  
1 — центральна зона рогівки, 2 — верхній квадрант, 3 — назальний квадрант,  
4 — нижній квадрант, 5 — темпоральний квадрант

Для вирішення поставленої задачі, потрібно розробити структурну модель одиничного сенсора (рис. 10), який буде вимірювати товщину рогівки в заданій точці.

Розроблений метод потребує джерела випромінювання зі змінною довжиною хвиль, що може бути реалізовано на основі DBF лазера чи каскаду лазерних світлодіодів. Для керування потужностями випромінювання та довжинами хвиль, в сенсорі повинен бути передбачений блок керування випромінюванням та контролер стабілізації потужності.

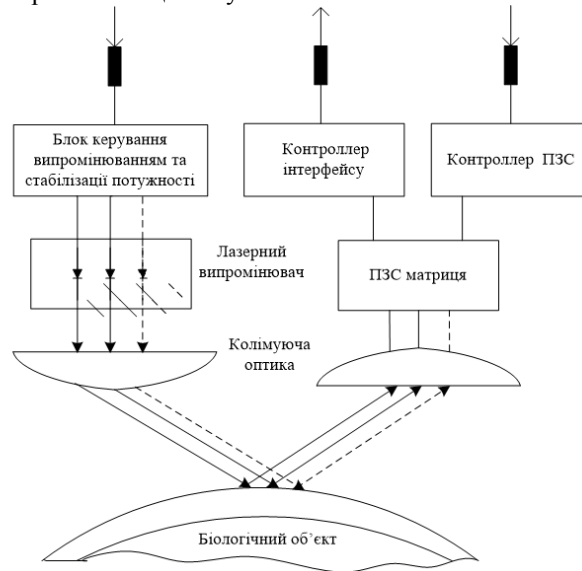


Рис. 10. Структурна модель одиничного сенсора

Для направлення на поверхню рогівки ока паралельних світлових хвиль та для реєстрації ПЗС матрицею, потрібно використати оптичний коліматор (рис. 11).

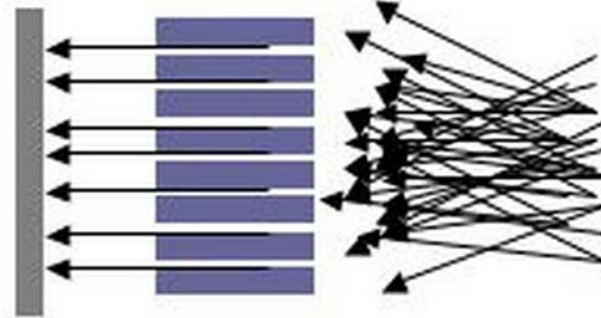


Рис. 11. Принцип дії оптичного коліматора

ПЗС матриця, як світлореєструючий елемент разом з контролером керування складають систему збору інформаційних параметрів, їх передачу для подальшої обробки забезпечує контролер інтерфейсу.

В даному конкретному випадку, недоцільно розробляти незалежну систему обробки та аналізу інформації для кожного окремо взятого сенсора, це лише підвищить схемотехнічну складність, збільшить вартість та габарити сенсора.

Роботу одиничного сенсора можна описати поетапно:

- Отримання сигналу про готовність блоком керування випромінюванням.
- Опромінення рогівки ока  $n$ -кількістю світловими променями з різними довжинами хвиль через оптичний коліматор.
- Фотореєстрація відбитого випромінювання ПЗС матрицею.
- Повторення кроку 2 та 3 визначену кількість разів, для усереднення значень вимірювань.
- Передача виміряних показників на контролер інтерфейсу.

Зі збільшенням числа вимірювань середнє значення негативних відхилень наближується по модулю до середніх значень позитивних відхилень і точність їх взаємної компенсації покращується. Для точного вимірювання важливо отримати кількісну залежність між числом вимірювань та похибкою усередненого результату.



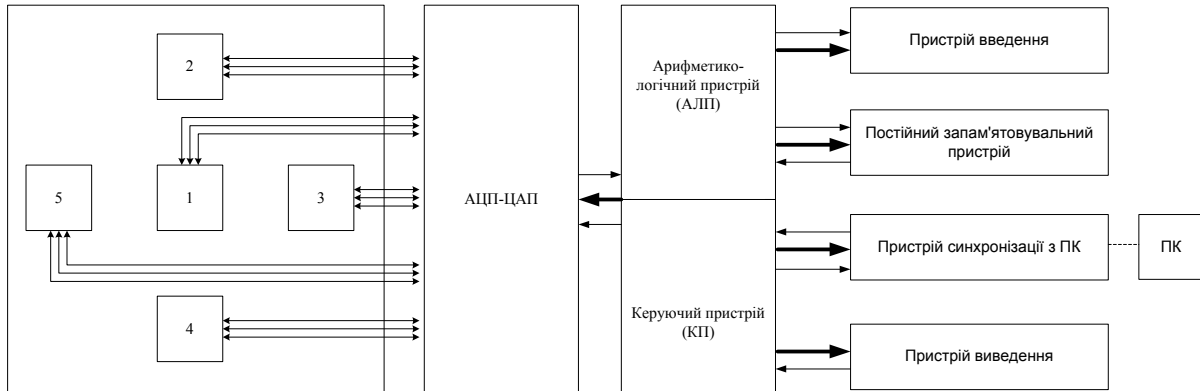


Рис. 12. Узагальнена модель мультисенсорної системи для вимірювання товщини рогівки

Мультисенсорний блок складається з одиничних сенсорів 1—5 (рис. 12.), які з'єднані з АЦП-ЦАП. Арифметико-логічний пристрій (АЛП) з'єднаний з постійним запам'ятовуючим пристроєм та пристроєм введення інформації. Керуючий пристрій з'єднаний відповідно з пристроєм виведення інформації та пристроєм синхронізації з ПК. Завдяки синхронізації з ПК, лікар офтальмолог або самостійно пацієнт, зможе вивчати зміну показника товщини рогівки ока в часі та робити відповідні висновки на рахунок ефективності лікування тощо.

### ВИСНОВОК

В роботі пропонується використання мультиканальних оптичних сенсорів для просторового вимірювання товщини рогівки як основного інформативного показника ВОТ. Принцип вимірювання полягає у контролі відбитого потоку випромінювання (за допомогою методу поляризації та рефракції) одночасно у декількох точках рогівки ока. На основі порівняння відбитих пучків світлового випромінювання здійснюється моніторинг товщини рогівки при зміні ВОТ в режимі реального часу та запис даних в пам'ять пристрою протягом певного періоду часу. Це дозволяє отримувати найбільш точну інформацію про показники ВОТ у всьому об'ємі ока.

Основними задачами побудови такої портативної системи моніторингу є розробка оптичного вузла мультисенсора, визначення безпечних рівнів потужностей випромінювання, діапазонів довжин хвиль та областей їх ефективного відбивання або поглинання. Також потребують розробки та оптимізації сам метод вимірювання та конструктивні особливості пристрою.

### СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ

1. Quigley HA, Broman A. The number of persons with glaucoma worldwide in 2010 and 2020. *Br J Ophthalmol.* 2006;90:151—156.
2. Біомедичні оптико-електронні системи і апарати. Ч. 1. Неінвазивні методи діагностики серцево-судинної системи [Павлов С. В., Кожем'яко В. П., Петрук В. Г., Колісник П. Ф., Марков С. М] — Вінниця, ВДТУ, 2003. — 142 с.
3. Оптико-електронна геоінформаційно-енергетична система біомедичного призначення / Кожем'яко В. П., Павлов С. В., Шевченко О. В., Дмитрук В. В. // Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології. — 2006. — № 2(12). — С. 192—196.
4. Quek D, Koh V, Aung T, et al. Blindness and long-term progression of visual field defects in Chinese patients with primary angle-closure glaucoma. *Am J Ophthalmol.* 2011;152:463—469
5. Штельмах О. О. / Оптико-електронний пристрій для неінвазивної діагностики глаукоми / Штельмах О. О., Кожем'яко В. П. // VI International Conference on Optoelectronic Information Technologies «PHOTONICS-ODS 2012» October 1-4, 2012. — Вінниця, 2012. — с. 113.
6. Пат. 106327 Україна, МПК7 G02F 1/00 F24J 2/06. Спосіб перетворення довжин світлових хвиль та спектральний перетворювач для його реалізації / Кожем'яко В. П., Лисенко Г. Л., Маліновський В. І., Кожем'яко А. В., Ярославський Я. І. (Україна); заявник та патентовласник Кожем'яко В. П., Лисенко Г. Л., Маліновський В. І., Кожем'яко А. В., Ярославський Я. І. — № а 2013 11201; заявл. 20.09.2013; опубл. 11.08.2014, Бюл. № 15—12 с.
7. Пат. 47690 Україна, МПК7 G06K 9/00. Пристрій для визначення координат центра мас зображення / Кожем'яко В. П., Новицький Р. М., Штельмах О. О. (Україна); заявник та патентовласник Кожем'яко В. П., Лисенко Г. Л., Маліновський В. І., Кожем'яко А. В., Ярославський Я. І. — № u200905581; заявл. 01.06.2009; опубл. 25.02.2010, Бюл. № 4 — 9 с.

Надійшла до редакції 12.11.2014 р

**КОЖЕМ'ЯКО ВОЛОДИМИР ПРОКОПОВИЧ** — заслужений діяч науки і техніки України, академік АІНУ, д.т.н., проф., завідувач кафедри лазерної та оптоелектронної техніки, Вінницький національний технічний університет, м. Вінниця, Україна.

**ШТЕЛЬМАХ ОЛЕКСАНДР ОЛЕКСАНДРОВИЧ** — аспірант кафедри лазерної та оптоелектронної техніки Вінницького національного технічного університету, м. Вінниця, Україна.

**МАЛАЧКОВА НАТАЛІЯ ВАЛЕНТИНІВНА** — лікар офтальмолог першої категорії, к.м.н. викладач кафедри очних хвороб Вінницького національного медичного університету, м. Вінниця, Україна.

**ШТЕЛЬМАХ СЕРГІЙ ОЛЕКСАНДРОВИЧ.** — лікар-стоматолог, пошукач кафедри лазерної та оптоелектронної техніки, Вінницький національний технічний університет, м. Вінниця, Україна.