

tion of the effectiveness of ultrasound during phonophoresis, a study was conducted with a series of measurements on biological tissue using pharmacological preparations.

The method of phonophoresis should be considered not only as a means of delivering pharmacological substances into the body, but also as a physico-pharmacological method for the treatment and prevention of diseases, in which ultrasound plays an important role as a therapeutic factor.

The results will be further used to improve the mathematical model and the creation of an algorithm that can predict the direction and speed of passage of pharmaceutical substances when exposed to ultrasound of a certain intensity, shape and time, in the future can be used to create a physiotherapeutic apparatus.

Key words: research, ultrasound, phonophoresis, transdermal drug delivery, permeability.

Надійшла до редакції
16 листопада 2018 року

Рецензовано
23 листопада 2018 року

УДК 617.753-072.3

ПРИСТРІЙ ДЛЯ РЕЙТРЕЙСИНГОВОЇ АБЕРОМЕТРІЇ ОКА

Ковальський В. І., Яганов П. О.

Національний технічний університет України

«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського», Київ, Україна

E-mail: vitaliykowalski@gmail.com, p.yaganov@kpi.ua

У офтальмології для діагностики з метою подальшого лікування хвороб ока використовують аберометри, що на даний момент є доволі вартісними. Для об'єктивного дослідження оптичної системи ока застосовуються методи одночасної проекції регулярної структури світла на сітківку. У випадку значних абераций за допомогою цих методів складно ідентифікувати належність світлових плям відповідним координатам на вході зіниці. Даний недолік відсутній в методі рейтрейсингу, оскільки суть методу полягає у послідовному в часі зондуванні ока тонким лазерним променем. Проте пристрої, створені на основі цього методу, потребують складної оптичної системи швидкісного сканування променя по поверхні зіниці ока, а також фотоприймальна частина даних аберометрів має додаткові оптичні втрати за рахунок використання світлоподільників. Тому актуальними є задачі, вирішення яких забезпечить спрощення рейтрейсингових систем і, як наслідок, їх здешевлення. У роботі запропоновано пристрій для зондування ока, де складну систему сканування замінено на багатоканальний лазерний випромінювач, на виході якого встановлено елементи вхідної оптики, що оптично з'єднані з багатоканальною оптоволоконною лінією. Фотоприймач розташований у багатоканальній оптоволоконній лінії, що дає змогу відмовитись від використання світлоподільників. Дані, отримані внаслідок вимірювання, обробляються та візуалізуються за допомогою розробленої програми у середовищі графічного програмування LabVIEW. Реалізація даного пристрою для рейтрейсингової аберометрії ока дозволить знизити загальну вартість апаратно-програмного комплексу у кілька разів порівняно з існуючими аналогами. Крім того, відсутність у запропонованому рішенні світлоподільника дає змогу одночасно спростити конструкцію аберометричного комплексу і підвищити точність вимірювання та інформаційну спроможність відбитого від сітківки ока променя. Подальші дослідження спрямовані на розвиток модельних уявлень про методи і засоби побудови аберометричної карти зіниці ока, врахування інструментальних похибок, підвищення точності та роздільної здатності методу рейтрейсингової аберометрії.

Ключові слова: аберометрія, метод рейтрейсингу, функція хвильового фронту, LabVIEW.

Вступ

Офтальмологія є провідною галуззю медицини, в якій використовується сучасне і вартісне обладнання на основі новітніх технологій систем збору і обробки даних. Для діагностики з метою подальшого лікування хвороб ока використовують аберометри. За даними з відкритих джерел середня ціна сучасного аберометричного апаратно-програмного комплексу становить приблизно від 20 тис. до 40 тис. дол. США. Головними світовими

виробниками аберометрів є Topcon Corp. (Японія), Tracey Technologies Corp. (США), Carl Zeiss Meditec AG (Німеччина), Nidek Corp. (Японія).

Для об'єктивного дослідження оптичної системи ока на предмет спотворень хвильового фронту та рефракційних похибок широко застосовуються методи одночасної проекції регулярної структури світла на сітківку [1], [2]. Одним із прикладів їх практичної реалізації є використання датчика Гартмана-Шека. Під час застосування дано-

го приладу відображають зображення точкової проекції лазерного променя на сітківку використовуючи матрицю мікролінз, що розташована на фоточутливій поверхні відеокамери. Відхилення променя від геометричної траєкторії, спричинене фокальним зсувом, фіксують як поперечну аберацию. Використовуючи отримані дані, виконують реконструкцію карти спотворення хвильового фронту та карти рефракційних похибок.

Методи одночасного вимірювання спотворень регулярної структури світлових плям у фотоприймальній площині та прилади, що реалізовані на їх основі, мають обмеженість динамічного діапазону вимірюваних рефракційних похибок, оскільки у випадку значних абераций неможливо визначити приналежність відповідних світлових плям до координат на вході зіниці. Даний недолік відсутній у методі рейтрейсингу [3], оскільки суть методу полягає в послідовному у часі зондуванні ока тонким лазерним променем. В результаті зондування на основі координат утворених світлових плям на сітківці ока для кожної вхідної точки променя на зіниці в окремий момент часу виконується визначення поперечних абераций, за якими розраховують карти хвильового фронту, рефракційних похибок та похідних від них характеристик.

Проте пристрій, створений на основі цього методу, потребує складної оптичної системи швидкісного сканування променя по поверхні зіниці ока. Для часової і просторової модуляції лазерного променя використовують акустоптичні та електрооптичні дефлектори. Вони, в свою чергу, крім склад-

ної схеми управління, мають відносно високу вартість, що складає майже третину вартості всіх інших компонентів схеми [3].

Це породжує потребу у створенні нових апаратно-програмних комплексів для вимірювання абераций хвильового фронту, що мають спрощену структуру з меншою вартістю елементів на базі згенерованих технологій. Тому метою даної роботи є технічна пропозиція нового пристрою, який функціонує на основі вдосконаленого методу рейтрейсингової аберометрії ока.

1. Структура пристрою для рейтрейсингової аберометрії

Досягти заявленої мети можливо на основі нового пристрою для зондування ока [4], в якому система для зондування ока на основі акустоптичного дефлектора замінена на багатоканальний лазерний випромінювач із багатоканальною оптоволоконною лінією (з додатковою вхідною та вихідною оптикою). Проте недоліком даного технічного рішення є наявність світлоподільників, які послаблюють оптичний сигнал, що потрапляє на фотоприймач. Враховуючи те, що потужність падаючого на зіницю випромінювання не перевищує 1 мВт [5], [6], а сітківка ока поглинає близько 95 % світла [7], втрати оптичного сигналу на світлоподільнику та об'єктиві (див. рис. 1) суттєво зменшують інформативний рівень сигналу фотоприймача, за яким визначають положення світлового зображення на сітківці.

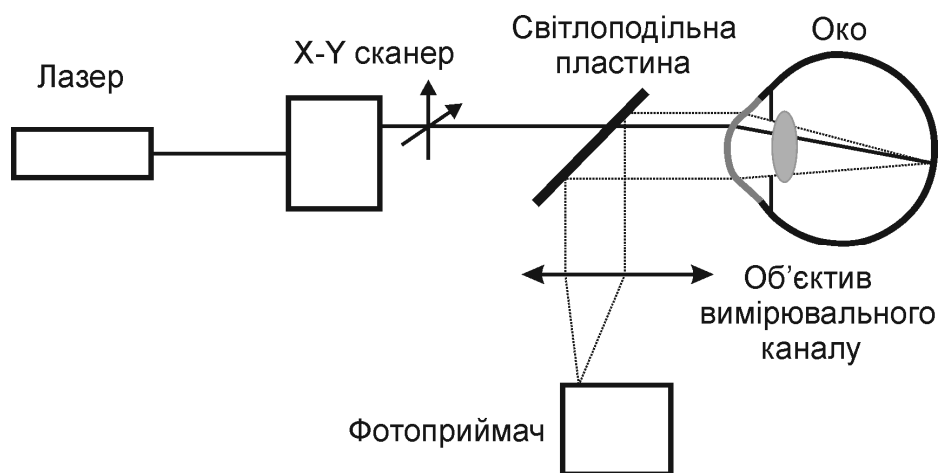


Рис. 1. Схематичне представлення методу рейтрейсингу [8]

Для того, щоб розрахувати додаткові втрати на світлоподільнику та об'єктиві, скористаємось формулами Френеля для визначення потужності заломлених та відбитих променів:

$$R = \frac{Q}{P} = \left| \frac{n_2 - n_1}{n_2 + n_1} \right|^2, \quad (1)$$

$$T = \frac{S}{P} = \frac{4n_1 n_2}{(n_1 + n_2)^2}, \quad (2)$$

де R – коефіцієнт відбиття променя, що проходить на межі двох середовищ, T – коефіцієнт проходження променя, Q – потужність відбитого променя, S – потужність заломленого променя, P – потужність падаючого променя, n_1 та n_2 – коефіцієнти заломлення двох середовищ.

Оскільки відбите від сітківки світло проходить середовища повітря-світлоподільник-повітря-лінза-повітря, сумарний коефіцієнт проходження світла наступний:

$$K = R_{\text{сп}} T_{\text{повітря-лінза}} T_{\text{лінза-повітря}} \quad (3)$$

Конструкція світлоподільника може бути виконана у вигляді скельця із нанесеним на нього

тонким шаром нітроцелюлози (наприклад, для світлоподільника BP150 виробника ThorLabs). Оптичні характеристики даної моделі [9], що може використовуватися в приладах для аберометрії методом рейтрейсингу [10], представлені на рис. 2.

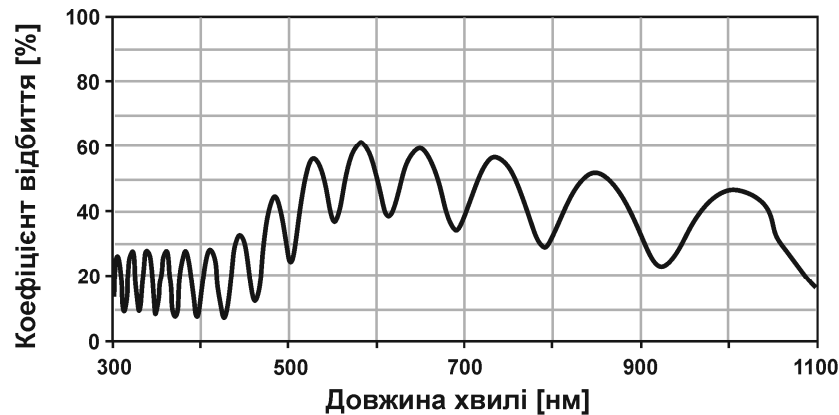


Рис. 2. Залежність коефіцієнта відбиття світлоподільника від довжини хвилі променя

Враховуючи, що зазвичай коефіцієнт відбиття світлоподільника $R_{\text{сп}}$ становить близько 50 %, а коефіцієнт заломлення об'єктива (лінзи) $n_{\text{лінзи}} \approx 1.5$ [10], отримуємо наступні значення коефіцієнта проходження світла:

$$K = R_{\text{сп}} \frac{4n_1 n_2}{(n_1 + n_2)^2} \frac{4n_1 n_2}{(n_1 + n_2)^2} =$$

$$= 0,5 \cdot 0,96 \cdot 0,96 = 0,46 \text{ або } 46 \text{ \%}$$

Отже, після проходження світлоподільника та лінзи втрачається близько 54 % потужності променя, відбитого від сітківки ока.

В технічному рішенні, що пропонується у даній роботі (див. рис. 3), фотоприймач конструктивно об'єднаний з блоком світлових випромінювачів та багатоканальною оптоволоконною лінією передачі. Дана конструкція виконана у вигляді пучка оптоволокон таким чином, що фотоприймач розташований у центрі, а самі оптоволокна розміщені навколо фотоприймача. Кожне оптоволокно через вхідну оптику з'єднано з відповідним випромінювачем. Оптичний промінь, згенерований даною системою, проходить через оптичне волокно, де вихідна оптика колімує промінь та спрямовує його у напрямку досліджуваного структури ока. Дані від фотоприймача, згенеровані під впливом відбитого від поверхні сітківки променя, надходять до блоку керування, що в свою чергу забезпечує узгоджену в часі програму для функціонування блоку випромінювачів, фотоприймача та пристрою обробки даних.

За рахунок того, що детектування світлових плям на сітківці відбувається за допомогою відео-

камери, що розміщена в оптоволоконній лінії передачі, пристрій не містить світлоподільників. Відповідно, спрощуючи структурну схему даного технічного рішення, оптичний сигнал тієї ж потужності, що і у вище згаданому рішенні [4], створює на фотоприймачі більш яскравий світловий відбиток, що підвищує інформаційну спроможність сигналу і дозволяє зменшити рівень похибок при обчисленні аберацій.

Для того, щоб за допомогою запропонованого пристрою здійснювати аберометрію ока, необхідно правильним чином узгодити основні компоненти його структурної схеми (див. рис. 3) шляхом їх коректного вибору та введенням додаткових оптичних компонентів. Основними компонентами в даному випадку є лазерний діод, оптоволоконна лінія та фотоприймач (відеокамера).

У блоку світлових випромінювачів (позиція 1 на рисунку 3) застосовують напівпровідникові лазерні діоди. Для уведення оптичного випромінювання з лазерного діода в оптоволоконну лінію і мінімізації оптичних втрат від випромінювача до оптоволоконна використовують оптоволоконні з'єднувачі, конструкція яких має вхідну оптику і розрахована на одномодові (діаметр світлонесучої жили 10/12,5 мкм) та багатомодові (діаметр світлонесучої жили від 50/62,5 мкм) оптоволоконна.

Втрати потужності оптичного випромінювання на шляху розповсюдження по лінії оптичного волокна у багатоканальній оптоволоконній лінії (позиція 3) незначні. Коефіцієнт затухання у сучасних оптоволоконних лініях складає до 1 дБ/км.

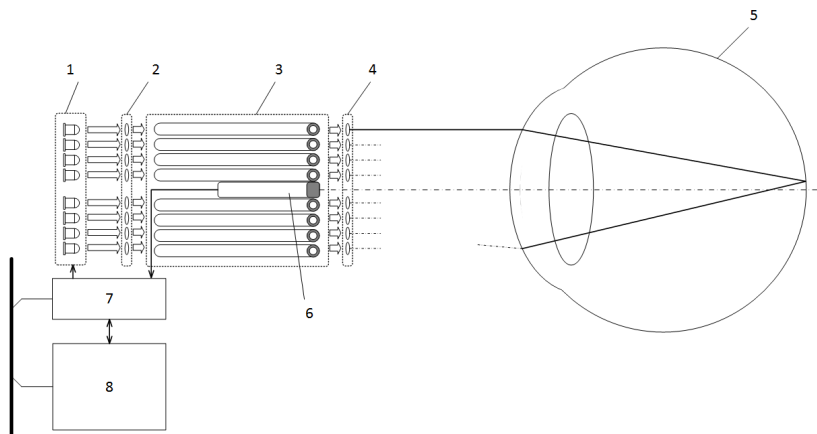


Рис. 3. Структурна схема пристрою для рейтрейсингової аберометрії ока. Позначення: 1 – блок світлових випромінювачів; 2 – вхідна оптика; 3 – багатоканальна оптоволоконна лінія; 4 – вихідна оптика; 5 – оптична система ока; 6 – фотоприймач; 7 – блок управління; 8 – пристрій обробки даних [12]

Для пристрою, що розглядається у даній роботі, ці втрати можна не брати до уваги, оскільки довжина оптоволоконна не перевищує 1 м. Потужність оптичного випромінювання, уведеного у оптоволоконно від лазерних діодів, знаходиться в межах до 5 мВт. Для задач аберометрії ока ця потужність надмірна, оскільки згідно зі стандартами безпечним випромінюванням, що спрямовують в око, вважають таке, що не перевищує 1 мВт, і у пристрої, що розглядається, ця потужність опромінювання зіниці приймається до розгляду як гранична.

На виході оптоволоконної лінії внаслідок багатократних відбиттів вихідне випромінювання не є колімованим, тобто даний промінь на зіниці ока створить світлову пляму діаметром в рази більшу,

ніж вихідний діаметр оптоволоконна. Тому на виході кожного оптоволоконна передбачено застосування вихідної оптики (позиція 4) у вигляді колімуючої мікролінзи, яка розміщена на кінці кожної оптоволоконної лінії. Наразі для колімування світлового променя, що виходить з кінця оптоволоконна широко застосовують два підходи: використання сферичної (або асферичної, див. рис. 4) та градієнтної лінзи (див. рис. 5).

У першому випадку колімування відбувається за рахунок того, що кінець оптоволоконна знаходиться на фокусній відстані лінзи (порядку кількох міліметрів). Основним недоліком такого підходу є необхідність витримування відстані між колімуючою лінзою та кінцем оптоволоконна.

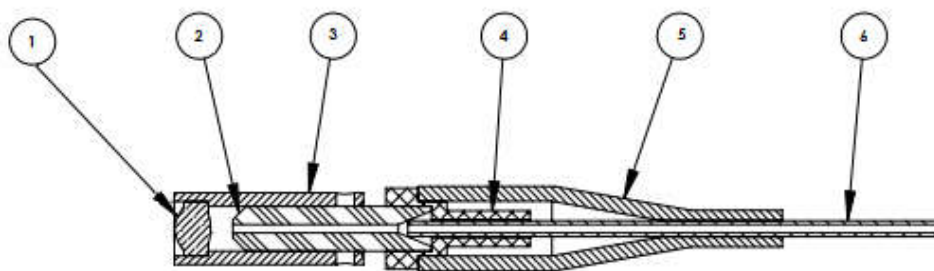


Рис. 4. Пристрій для колімування вихідного променя оптоволоконна за допомогою асферичної лінзи: 1 – асферична лінза, 2 – компонент узгодження позицій серцевини оптоволоконна та лінзи, 3 – металевий кожух, 4, 5 – елементи перехідника для фіксації оптоволоконна, 6 – оптоволоконно [13]

Що стосовно градієнтної лінзи (див. рис. 5), то колімування здійснюється за рахунок того, що коефіцієнт заломлення такої лінзи змінюється у повздовжньому напрямку за наступним законом

$$n = n_0 \left(1 - \frac{Ar^2}{2} \right), \quad (4)$$

де n – коефіцієнт заломлення на відстані r від кінця лінзи, n_0 – коефіцієнт заломлення на вході лінзи, A – додатний коефіцієнт, що характеризує розподіл градієнту коефіцієнта заломлення лінзи.

У такому випадку, промінь, виходячи із оптоволоконна, проходить через лінзу та за рахунок поступового заломлення окремих променів колімується (як показано на рис. 6).

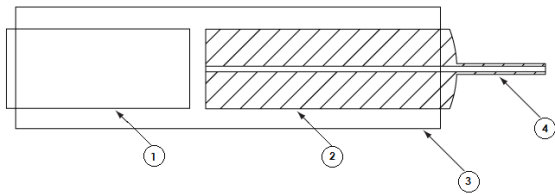


Рис. 5. Пристрій для колімування вихідного променя оптоволоконна за допомогою градієнтної лінзи: 1 – градієнтна лінза, 2 – компонент узгодження позицій серцевини оптоволоконна та лінзи, 3 – рукав для з'єднання, 4 – оптоволоконно [14]

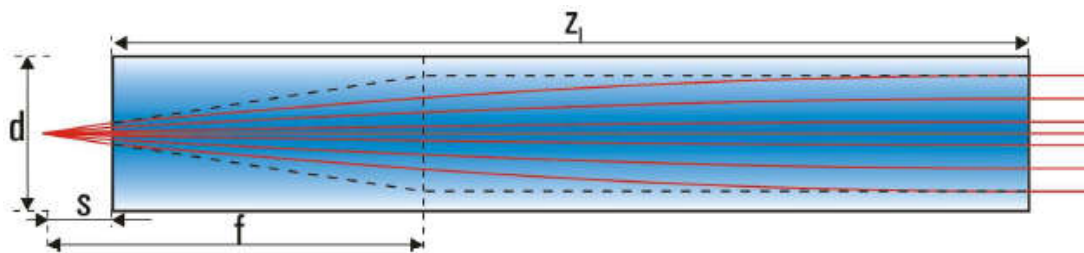


Рис. 6. Проходження світла в градієнтній лінзі та її основні параметри: d – діаметр, s – робоча відстань (зазвичай близька нулю), z_1 – довжина, f – ефективна фокусна відстань [15]

Німецька компанія GRINTECH [15] виготовляє градієнтні лінзи діаметром 350 мкм, що розраховані для колімування променів світла на виході оптоволоконна для довжини хвилі 670 нм.

В такому випадку необхідно передбачити кріплення лінзи до оптоволоконна, що в найпростішому випадку може бути забезпечено за рахунок суміщення лінз та оптоволоконна та їх фіксації за допомогою кремнійорганічного компаунду з низьким коефіцієнтом усадки (наприклад, Віксінт ПК-68).

Промінь, відбитий від сітківки ока, необхідно сприйняти за допомогою фотодетектора (відеокамери). Для цього необхідно, щоб відеокамера мала необхідну роздільну здатність та чутливість. Мінімально необхідна роздільна здатність визначається виходячи із діаметра світлової плями та розмірів області ока, які необхідно детектувати. Припустимо, що зондуєчий промінь, проходячи від зіниці ока до сітківки і назад за рахунок фокусування/розфокусування променя практично не змінює свій діаметр. Для того, щоб на кадрі можна було розпізнати світлову пляму, вона має залишити відбиток розміром 3×3 пікселі. Припустимо, що відеокамера покриває площу ока 5×5 мм², а світлова пляма має діаметр 150 мкм. Відповідно, на один піксель припадає 50 мкм, тобто мінімальна кількість пікселів на одну сторону складає 100 пікселів, або 0,01 Мп на всю площу камери.

Що стосовно чутливості камери, розглянемо два наступних мініатюрних сенсора для відеозйомки, які підходять по роздільній здатності: NanEye виробника AWAIBA [16] (розмір кристала близько

Готові колімуєчі системи на основі асферичних та градієнтних лінз пропонує компанія Thorlabs. Враховуючи відсутність необхідності витримувати відстань між лінзою та оптоволоконном, вибір падає на градієнтні лінзи. Проте даний виробник, як і ряд інших, пропонує такі рішення із лінзами розміром 1.8 мм², в той час як область ока, яке необхідно досліджувати, складає порядку 5×5 мм², а кількість зондуєчих променів має бути як мінімум 64. Звідси виходить, що максимальний діаметр лінзи, враховуючи також простір на камеру, має становити не більше 500 мкм.

1×1 мм²) та OV7251 виробника OmniVision [17] (розмір кристала 2×1.5 мм²).

В першому випадку чутливість сенсора NanEye відповідно до специфікації становить близько 8 нДж⁻¹/см⁻², що визначає кількість рівнів квантування вбудованого аналогово-цифрового перетворювача (АЦП) відеокамери на густину заряду, що детектується. На виході ока маємо максимальне випромінювання у 50 мкВт (5% від 1 мВт). Проте, якщо припустити, що випромінювання далі розповсюджується у межах тілесного кута π стерadian (в першому наближенні), на фотоприймач попадає лише частина даного випромінювання, яка приблизно відповідає відношенню тілесного кута, який забезпечує вхідна апертура камери, до тілесного кута, що відповідає розповсюдженню випромінювання. Оскільки апертура камери становить 244 мкм, а відстань до ока близько 1.5 см, то дане відношення дорівнює $6.6 \cdot 10^{-5}$, а потужність 3.2 нВт. Проте густина потужності становитиме, враховуючи, що площа матриці сенсора дорівнює 0.01 см², 3.2 нВт / 0.01 см² = 0.32 мкВт/см². Отже, враховуючи, що час експозиції за специфікацією може становити 22.7 мс, відеокамера сприймає густину енергії світлового випромінювання близько 7.5 нДж/см², що дає в результаті 60 рівнів квантування АЦП. Враховуючи, що шуми камери становлять близько 1 рівня квантування, цього має бути достатнім для детектування світлового відбитка.

Для сенсора OV7251 чутливість зазначається через фотометричні характеристики і становить 2800 мВт/лк/сек. В такому випадку, спочатку ви-

значимо рівень освітленості вихідного променя. Виходячи із залежностей

$$E = \frac{I[\text{лм}]}{S[\text{м}^2]} \quad \text{та} \quad I = J\Omega \quad (5)$$

де E [лк] – освітленість, I – світловий потік, S – площа випромінювання, Ω – тілесний кут, J [кд] – сила світла; та враховуючи, що одна кандела становить 1/683 Вт випромінювання при довжині хвилі 555 нм на 1 стерadian та поправку на довжину хвилі $v(\lambda)$, отримаємо

$$E = \frac{P[\text{Вт}] * v(\lambda)}{683 * S} \quad (6)$$

Оскільки потужність становить 50 мкВт, довжина хвилі близько 630 нм ($v(\lambda) = 0.265$), а площа випромінювання (виходячи із діаметру променя 150 мкм) – $1.8 \cdot 10^{-8} \text{ м}^2$, то освітленість дорівнює 1.1 лк.

Тоді на виході АЦП сенсора отримуємо (при специфікованому часі експозиції 10 мс) 2800 мВ/лк/сек 1.1 лк 10 мс = 31 мВ або (враховуючи, що маємо 10 бітний АЦП із опорною напругою 3 В) 10 рівнів квантування (порівняно з 0.3 власних шумів), що також достатньо для детектування даного випромінювання.

На кожному окремому кадрі відеокамери відображаються декілька світлових об'єктів, частина з яких не несе інформації про поперечні аберації. Цей світловий шум може бути відфільтрований завдяки методам обробки зображень, що використовуються у системах комп'ютерного зору. Наприклад, отримане зображення після морфологічної обробки дасть інформацію стосовно позицій вхідного зондуючого променя, вихідного та додаткових відблисків. Враховуючи, що яскравість вхідних променів та відблисків більше, ніж вихідних променів, використовуючи методи порогової обробки зображень та знаючи координати зондуючого променя, можна відфільтрувати необхідну інформацію та визначити результуючі світлові відбитки при зондуванні ока.

2. Обробка результатів вимірювань

Лазерний промінь падає на зіницю ока, проходить скловидне тіло і потрапляє на сітківку. Відбите сітківкою ока випромінювання спрямовується на фотоприймач. Отримане зображення аналізують за використанням спеціальних комп'ютерних програм. Для цього можуть бути використані різні методи обробки даних, такі як сплайн-інтерполяція або апроксимація за допомогою поліноміальних рядів, наприклад, з використанням поліномів Церніке. За результатами вимірювань обчислюють будь-який параметр або функцію, наприклад, функцію хвильового фронту. У Декартових координатах функція хвильового фронту $W(x, y)$ на поверхні зіниці визначається за допомогою поперечних аберацій x та y на сітківці з системи рівнянь [18]:

$$\Delta x = \frac{R}{n'} \frac{\partial W(x, y)}{\partial x}, \quad \Delta y = \frac{R}{n'} \frac{\partial W(x, y)}{\partial y}, \quad (7)$$

де R – діаметр сфери очного яблука, n' – показник заломлення скловидного тіла ока.

Всі ці дані розраховуються, обробляються та візуалізуються за допомогою обчислювача аберацій. На рис. 7 подано передню панель головної програми апаратно-програмного комплексу аберометра. Інтерфейс програми створено у середовищі графічного програмування LabVIEW.

Представлена програма працює наступним чином. На початку роботи програми в її пам'ять завантажуються дані координат зондуючих променів на зіниці та числові значення вимірних поперечних аберацій всіх серій вимірювань. Дані мають бути попередньо підготовлені у відповідному файлі. При натисненні кнопки запуску 1 із даної бази обираються дані, що відповідають ідентифікатору даних, що вводиться в полі 3. Для подальших розрахунків також беруться до уваги коефіцієнт заломлення світла скловидного тіла (поле 4), діаметр очного яблука (поле 5) та діаметр зіниці (поле 6). Вхідні дані для конкретного зразка відображаються на графіках 7 (координати зондуючих променів на зіниці) та 8 (виміряні поперечні аберації).

Ці дані використовуються програмою для розрахунку функції хвильового фронту за наступною формулою:

$$W(\rho, \varphi) = \sum_{n=0}^{\infty} \sum_{m=0}^{\infty} N_n^m R_n^{m|\rho|} [C_n^m \cos(m\varphi) - C_n^{-m} \sin(m\varphi)], \quad (8)$$

де $R_n^{m|\rho|}$ – поліноми Церніке, N_n^m – нормуючі коефіцієнти, C_n^m та C_n^{-m} – коефіцієнти при відповідних поліномах; де $n \geq m$, $n + m$ – парне число.

При цьому коефіцієнти Церніке отримуються з матричного рівняння:

$$C = (A^T A)^{-1} (A^T F), \quad (9)$$

де C – вектор, що містить коефіцієнти поліномів Церніке C_n^m та C_n^{-m} ; F – вектор, що містить величини поперечних аберацій Δx та Δy , A – конструкційна матриця, що утворена елементами рівнянь при коефіцієнтах Церніке після підстановки формули (8) у (7).

Вектор F та матриця A розраховуються на основі раніше згаданих вхідних та введених даних. Результат обчислення вектора C (за формулою 9) відображається в таблиці 10 та на графіку 11 (див. рис. 7). Використовуючи коефіцієнти Церніке та автоматично згенеровану матрицю координат на зіниці ока за формулою 8 розраховується функція хвильового фронту (див. рисунок 4, графік 9). Всі

вихідні дані, отримані графіки, таблиці та проміжні результати зберігаються у вигляді вихідного фай-

лу, що дає можливість пізніше детальніше проаналізувати результати діагностики.

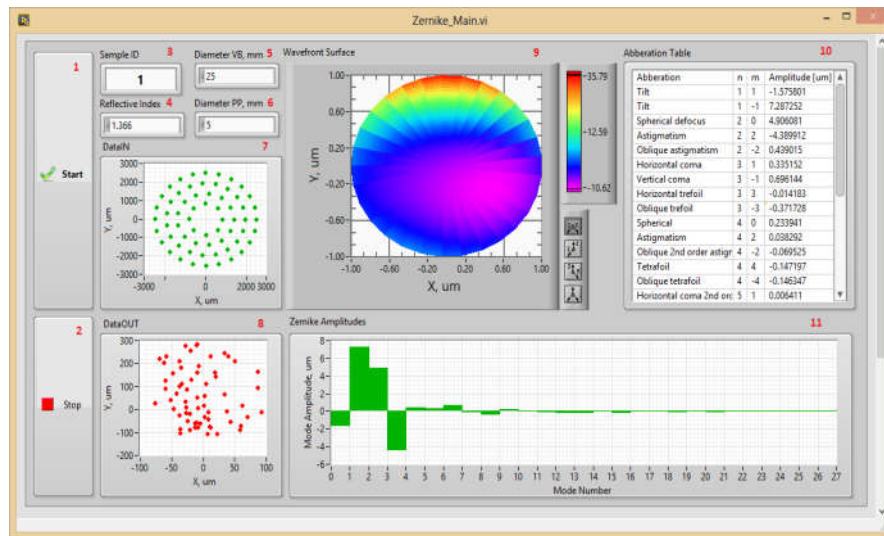


Рис. 7. Передня панель головної програми. Позначення: 1 – кнопка запуску роботи програми; 2 – кнопка зупинки роботи програми; 3 – поле вводу ідентифікатора даних; 4 – поле вводу коефіцієнта заломлення скловидного тіла; 5 – поле вводу діаметру очного яблука; 6 – поле вводу діаметру зіниці; 7 – проекція зондуючих променів на зіниці ока; 8 – графічне представлення поперечних аберацій на сітківці; 9 – графічне представлення проекції функції хвильових аберацій; 10, 11 – моди поліномів Церніке в табличному та графічному вигляді

Висновки

Реалізація пристрою для рейтрейсингової аберометрії ока, що представлена в даній роботі, дозволить знизити загальну вартість апаратно-програмного комплексу для проведення аберометрії ока у кілька разів порівняно з іноземними аналогами. Пристрій не містить у своєму складі блоків просторового відхилення лазерного променя, чим суттєво спрощується процес рейтрейсингу.

Крім того, відсутність у запропонованому рішенні світлоподільника дає змогу одночасно спростити конструкцію аберометричного комплексу і підвищити точність вимірювання та інформаційну спроможність відбитого від сітківки ока променя.

Подальші дослідження спрямовані на розвиток модельних уявлень про методи і засоби побудови аберометричної карти зіниці ока, врахування інструментальних похибок, підвищення точності та роздільної здатності методу рейтрейсингової аберометрії.

Література

- [1] J. Liang et al., "Objective measurement of wave aberrations of the human eye with the use of a Hartmann-Shack wave-front sensor", *Journal of the Optical Society of America*, vol. 11, no. 7, pp. 1949-1957, 1994.
- [2] P. Mierdel et al., "Ocular optical aberrometer for clinical use", *Journal of Biomedical Optics*, vol. 6, no. 2, pp. 200-204, 2001.

- [3] В. В. Молебний, І. Г. Чиж, В. М. Сокуренько, I. Pallikaris, L. Naoumidis "Вимірювач абераційної рефракції ока", МКВ А61В3/00 №46833, 17.06.2002.
- [4] В. В. Молебний, П. О. Яганов, Вокіл Джо, Мадала Шрідар, М. В. Климов "Пристрій для зондування ока людини", МПК А61В 3/10, А61В 3/103, №109513, 25.08.2016.
- [5] University of Alberta, Department of Environment, Health & Safety, *Laser Safety Manual*, University of Alberta, 2013.
- [6] A. C. Gomes, A. Verdejo del Rey, C. P. Bautista, A. Ferrandiz, D. C. Gonzales, S. C. Burgos "Principles and clinical applications of Ray-Tracing aberrometry", *Emmetropia*, no. 3, pp. 96-110, 2012.
- [7] Jan van de Kraats, Tos T. J. M. Berendschot, Dirk van Norren "The Pathways of Light Measured in Fundus Reflectometry", *Vision Res.*, vol. 36, no. 15, pp. 2229-2247, 1996.
- [8] J. J. Rozema, M.-J. Tassignon, E. M. Van Dyck, "Clinical comparison of 6 aberrometers. Part 1: Technical specifications", *Journal of Cataract Refract Surg.*, Vol. 31, no 6, pp. 1114-1127, 2005. DOI: 10.1016/j.jcrs.2004.11.051
- [9] Технічні характеристики світлоподільників виробника Thorlabs. [Електронний ресурс]. Доступно: https://www.thorlabs.com/newgrouppage9.cfm?objectgroup_id=898
- [10] Juan Tabernero, Patricia Piers, Antonio Benito, Manuel Redondo, Pablo Artal, "Predicting the Opti-

- cal Performance of Eyes Implanted with IOLs to Correct Spherical Aberration”, *Investigative Ophthalmology & Visual Science*, vol. 47, no. 10, 2006.
- [11] Технічні характеристики лінз виробника Schott. [Електронний ресурс]. Доступно: http://www.schott.com/d/advanced_optics/ac85c64c-60a0-4113-a9df-23ee1be20428/1.3/schott-optical-glass-collection-datasheets-english-17012017.pdf
- [12] П. О. Яганов, В. І. Ковальський “Пристрій для вимірювання поперечних аберацій”, МПК А61В 3/10, А61В 3/103, №125504, 10.05.2018.
- [13] Технічні характеристики асферичного коліматора виробника Thorlabs. [Електронний ресурс]. Доступно: https://www.thorlabs.com/newgrouppage9.cfm?objectgroup_id=3212
- [14] Технічні характеристики коліматора на основі градієнтної лінзи виробника Thorlabs. [Електронний ресурс]. Доступно: https://www.thorlabs.com/newgrouppage9.cfm?objectgroup_id=1209
- [15] Технічні характеристики градієнтних лінз виробника GRINTECH. [Електронний ресурс]. Доступно: <https://www.grintech.de/en/gradient-index-optics/>
- [16] Технічні характеристики CMOS сенсора NanEye виробника AWAIBA. [Електронний ресурс]. Доступно: <http://www.awaiba.com/product/naneye/>
- [17] Технічні характеристики CMOS сенсора OV7251 виробника OmniVision. [Електронний ресурс]. Доступно: <https://www.ovt.com/sensors/OV7251>
- [18] V. Kovalsky, P. Yaganov, “Modification of the Ray-Tracing Aberrometry Method”, *ELNANO-2017 Proc.*, pp. 384 – 388, 2017.

УДК 617.753-072.3

В. І. Ковальський, П. А. Яганов*Национальный технический университет Украины «Киевский политехнический институт имени Игоря Сикорского», Киев, Украина***УСТРОЙСТВО ДЛЯ РЕЙТРЕЙСИНГОВОЙ АБЕРРОМЕТРИИ ГЛАЗА**

В офтальмологии для диагностики с целью дальнейшего лечения болезней глаза используют aberrometer, что на данный момент является довольно дорогостоящим. Для объективного исследования оптической системы глаза применяются методы одновременной проекции регулярной структуры света на сетчатку. Но в случае значительных aberrations с помощью этих методов сложно идентифицировать принадлежность световых пятен соответствующим координатам на входе зрачка. Данный недостаток отсутствует в методе рейтрейсинга, поскольку суть метода заключается в последовательном во времени зондировании глаза тонким лазерным лучом. Однако устройства, созданные на основе этого метода, требуют сложной оптической системы скоростного сканирования луча по поверхности зрачка глаза, а также фотоприемная часть данных aberrometers имеет дополнительные оптические потери за счет использования разделителя луча.

Поэтому актуальными являются задачи, решение которых обеспечит упрощение рейтрейсинговых систем и, как следствие, их удешевление. В работе предложено устройство для зондирования глаза, где сложная система сканирования заменена многоканальным лазерным излучателем, на выходе которого установлены элементы входной оптики, оптически соединены с многоканальной оптоволоконной линией. Фотоприемник расположен в многоканальной оптоволоконной линии, что позволяет отказаться от использования разделителя луча. Данные, полученные в результате измерения с помощью устройства, обрабатываются и визуализируются с помощью разработанной программы в среде графики программирования LabVIEW. Реализация данного устройства рейтрейсинговой aberrometry глаза позволит снизить общую стоимость аппаратно-программного комплекса в несколько раз в сравнении с иностранными аналогами. Кроме того, отсутствие в предложенном решении разделителя луча позволяет одновременно упростить конструкцию aberrometric комплекса и повысить точность измерения и информационную способность отраженного от сетчатки глаза луча. Дальнейшие исследования направлены на развитие модельных представлений о методах и средствах построения aberrometric карты зрачка глаза, учета инструментальных ошибок, повышения точности и разрешающей способности метода рейтрейсинговой aberrometry.

Ключевые слова: aberrometry, метод рейтрейсинга, функция волнового фронта, LabVIEW.**V. I. Kovalsky, P. O. Yaganov***National Technical University of Ukraine "Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute", Kyiv, Ukraine***DEVICE FOR RAY-TRACING ABERROMETRY OF THE EYE**

In ophthalmology for the diagnosis with the purpose of further treatment of eye diseases worthwhile aberrometers are used. For objective research of the optical system of the eye, methods of simultaneous projection of the regular structure of light on the retina are used. But in the case of significant aberrations it is difficult to identify the affinity of light spots to the corresponding coordinates at the entrance to the pupil with these methods. This drawback is absent in the ray-

tracing method, since the essence of the method is the successive time-sensing of the eye with a thin laser beam. However, devices created on the basis of this method require a complex optical system of high-speed scanning of the beam along the eye's pupil, and the photoreceptive part of the aberrometers has additional optical losses due to the use of beam splitters. Therefore, the problems are of relevance, the solution of which will ensure the simplification of ray-tracing scanning systems and, as a consequence, cheaper aberrometric systems.

The article proposes the device, where a complicated scanning system is replaced by a multichannel laser emitter, at the outputs of which are installed elements of the optics that are optically connected to the multichannel optic-fiber line. The photodetector is located in a multichannel fiber optic line, which allows to refuse the use of beam splitters. The data obtained from the measurement using the device is processed and visualized with the developed program in the LabVIEW graphical programming environment. Implementation of this device for the ray-tracing of the eye aberrometry will reduce the total cost of the hardware and software complex several times in comparison with the foreign analogues. In addition, the absence of beam splitters in the proposed solution allows simultaneous simplification of the design of the aberrometric complex and to improve the accuracy of measurement and the information capacity of the ray reflected from the retina. Further research is aimed to develop model apprehension about methods and means of constructing an aberration map of the pupil of the eye, taking into account instrumental errors, increasing the accuracy and resolution of the method of ray-tracing aberrometry.

Keywords: aberrometry, ray-tracing method, wavefront function, LabVIEW.

*Надійшла до редакції
18 жовтня 2018 року*

*Рецензовано
02 листопада 2018 року*

УДК 615.849.11

МОДЕЛЮВАННЯ ТА ОЦІНКА ВПЛИВУ НАДВИСОКОЧАСТОТНОГО ВИПРОМІНЮВАННЯ НА БІОЛОГІЧНІ ТКАНИНИ

Плакса Д. В., Терещенко М. Ф., Матвієнко С. М.

Національний технічний університет України

«Київський політехнічний інститут ім. Ігоря Сікорського», Київ, Україна

Email: agfarkpi@i.ua

Проведено дослідження впливу електромагнітного надвисокочастотного (НЗВЧ) випромінювання міліметрового діапазону на біологічні тканини та оцінено його тепловий вплив. Виконано оцінку інтенсивності НЗВЧ-випромінювання апарату «Поріг-3» у всіх режимах роботи. Встановлено відмінності впливу випромінювання залежно від виду біологічної тканини та параметрів навколишнього середовища. Проведено ряд експериментів з оцінки впливу НЗВЧ-випромінювання з врахуванням вікових змін шкіряного покриву та статевого розподілу зі змінами температури тканини залежно від тривалості процедури. Дослідження проводились в 5-ти цільових групах, розділених по віку, статі та характеру біологічної тканини. Визначено залежність зміни температури біологічного об'єкту від часу експозиції. В рамках досліджень здійснено математичне моделювання змін інтенсивності залежно від частоти, зміни температури біологічної тканини залежно від інтенсивності, визначено характер процесів впливу НЗВЧ-терапії. Пропонується та обґрунтовується математичний апарат, що дозволяє оптимізувати процес терапії, шляхом коригування її параметрів з врахуванням впливу навколишнього середовища та типу біологічної тканини, що дозволяє зробити лікування більш ефективним, безпечним та орієнтованим на індивідуальну чутливість пацієнта до впливу НЗВЧ-випромінювання. Розроблена методика підбору оптимальних параметрів НЗВЧ-терапії. Отримано формули визначення дози та інтенсивності випромінювання з врахуванням температурних градієнтів середовища. Встановлено та проаналізовано похибки значень дози та інтенсивності випромінювання.

Ключові слова: *НЗВЧ-терапія, параметри випромінювання, тепловий вплив.*

Вступ

Одним із основних завдань сучасної медицини є пошук засобу лікування, який має мінімальну кількість протипоказань і побічних ефектів та достатньо широку область клінічного використання. На сьогоднішній день такі вимоги можуть забез-

печуватись фізіотерапевтичними апаратами різного призначення, при чому як у режимі монотерапії, так і у комбінації з іншими апаратними і/або фармакологічними засобами [1].

Широкого поширення набули радіофізичні методи впливу на біологічні об'єкти і системи з