

КИЇВСЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ УНІВЕРСИТЕТ
ІМЕНІ ТАРАСА ШЕВЧЕНКА
ФАКУЛЬТЕТ РАДІОФІЗИКИ, ЕЛЕКТРОНІКИ ТА КОМП'ЮТЕРНИХ СИСТЕМ
Кафедра медичної радіофізики

До захисту допущено:
Завідувач кафедри _____ Сергій РАДЧЕНКО
« _ » травня 2023 р.

«На правах рукопису»

КВАЛІФІКАЦІЙНА МАГІСТЕРСЬКА РОБОТА
на тему:
**«МОДЕРНІЗАЦІЯ ТА АНАЛІЗ МЕТОДУ НА ОСНОВІ СПОСТЕРЕЖЕННЯ
СПЕКЛІВ ДЛЯ ДІАГНОСТИКИ ЗОРОВОЇ СЕНСОРНОЇ СИСТЕМИ»**

Виконала:

студентка 2-го курсу магістратури
денної форми навчання
спеціальності 105 Прикладна фізика та наноматеріали
ОНП «Біомедична фізика, інженерія та інформатика»
Лисенко Олександра Олександрівна _____

Науковий керівник:

д. фіз.-мат. н., доцент
Іванісік Анатолій Іванович _____

Рецензент:

канд. фіз.-мат. наук,
Войтешенко Іван Сергійович _____

Засвідчую, що у цій магістерській роботі
немає запозичень з праць інших авторів без
відповідних посилань
Студент _____

Робота допущена до захисту в ЕК рішенням кафедри медичної радіофізики
від «__» травня 2023 р., протокол № __.

Завідувач кафедри медичної радіофізики,
канд. фіз.-мат. наук, доцент
Радченко Сергій Петрович _____

Київ – 2023

РЕФЕРАТ

Випускна кваліфікаційна робота магістратури включає: 36 с., 30 рис., 6 табл., 15 джерел.

Представлено результати експериментальних досліджень властивостей спекл-структур. Розглянуто спосіб визначення вад зору на основі спеклів. Встановлено, що для покращення точності методу необхідно використовувати лазер з випромінюванням у зеленій частині спектра. Досліджено корисність використання рухомого барабану в методі та визначено оптимальну швидкість його руху. Засновуючись на отриманих даних, проаналізовано можливість широкого використання спекл-ефекту в офтальмології.

СПЕКЛ-ЕФЕКТ, РОЗМІР СПЕКЛА, КОНТРАСТ СПЕКЛ-ПОЛЯ,
ХРОМАТИЧНА АБЕРАЦІЯ, АКОМОДАЦІЯ, ЧІТКІСТЬ ЗОРУ, СПЕКЛИ
ВІД РЕГУЛЯРНИХ СТРУКТУР

ЗМІСТ

ВСТУП	4
РОЗДІЛ 1. ОГЛЯД ЛІТЕРАТУРИ ЗІ СПЕКЛ-ЕФЕКТУ ТА ВИКОРИСТАННЮ СПЕКЛІВ В ОФТАЛЬМОЛОГІЇ.....	6
1.1 Спекл-ефект.....	6
1.2 Розвинуті спекл-поля.....	6
1.3 Динаміка спеклів.....	8
1.4 Оптична система ока та його здатність до акомодатції	10
1.5 Спектральна чутливість ока.....	12
1.6 Міопія (короткозорість)	13
1.7 Гіперметропія (далекозорість).....	15
1.8 Хроматична аберація ока	16
1.9 Дослідження аметропії ока шляхом спостереження спекл-структури ..	17
РОЗДІЛ 2. ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНЕ ДОСЛІДЖЕННЯ СПЕКЛ-СТРУКТУР	20
2.1 Зміст досліджень.....	20
2.2 Блок-схема установки.....	20
2.3 Дослідження характеристик спеклів в залежності від діаметру діафрагми	21
2.4 Використання рухомого барабану	28
2.5 Залежність точності методу від відстані до площини зображення	28
2.6 Вплив відстані від об'єкта на чіткість зору із використанням корекції (лінз).....	30
ВИСНОВКИ.....	35
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ.....	36

ВСТУП

Лазерне лікування залишається одним з поширених і важливих методів офтальмології. В даний час лікування таких серйозних захворювань як діабетична ретинопатія, вікова макулярна дегенерація, складні аномалії рефракції і ін. зазвичай неможливі без застосування лазера.

Дослідження спекл-структур має велике значення з кількох причин:

Визначення вад зору: Спекл-структури можуть надати інформацію про властивості ока і допомогти визначити наявність та ступінь аметропії (вад зору), таких як далекозорість або ближнєзорість.

Розвиток точних методів: Дослідження спекл-структур дозволяють вдосконалювати методи визначення вад зору. Встановлення оптимальних параметрів, таких як довжина хвилі лазера чи швидкість рухомого барабану, сприяє покращенню точності діагностики і дозволяє ефективніше лікувати пацієнтів.

Розширення застосувань в офтальмології: Вивчення спекл-ефекту може привести до розробки нових методів та технологій в офтальмології. Це може включати розробку нових лазерних пристроїв або вдосконалення існуючих методик, що використовують спекл-структури для діагностики та лікування різних захворювань ока.

Поліпшення якості окулярних лінз: Дослідження спекл-структур можуть впливати на розробку та виробництво окулярних лінз. Знання про спекл-ефект може допомогти в удосконаленні матеріалів, що використовуються для окулярних лінз, та зменшенні спекл-подібних артефактів, які можуть виникати при користуванні окулярами.

В цілому, дослідження спекл-структур важливі для поширення нашого розуміння про око і розвитку методів діагностики та лікування вад зору, що сприяє поліпшенню офтальмологічної практики та здоров'я очей людей.

Тому для офтальмолога надзвичайно важливо знати різновиди лазерного

випромінювання і при яких захворюваннях їх треба застосовувати, щоб вчасно допомогти хворому і зберегти зір.

Одним з напрямків використання спеклів є діагностування зору людини для подальшого підбирання необхідної корекції. Саме розгляд цього методу, а також дослідження по його вдосконаленню (використання «червоного», «зеленого» та «синього» лазерів) за рахунок покращення візуалізації спеклів, лягли в основу цієї роботи.

РОЗДІЛ 1. ОГЛЯД ЛІТЕРАТУРИЗИ СПЕКЛ-ЕФЕКТУ ТА ВИКОРИСТАННЮ СПЕКЛІВ В ОФТАЛЬМОЛОГІЇ

1.1 Спекл-ефект

Спекл-ефект - це явище, яке виникає при розсіюванні світла на нерівній поверхні, коли розмір розсіюючого елемента наближається до розміру хвиль світла.

Коли світло проходить через зіницю людського ока і падає на сітківку, яке містить тисячі світлочутливих клітинок, виникає спекл-ефект. Кожна клітина сприймає світло, яке пройшло через різні частини зіниці, і це призводить до того, що спостерігач бачить різні плями світла на об'єкті.

Спекл-ефект може бути використаний для дослідження різних фізичних властивостей об'єктів. Наприклад, за допомогою спекл-ефекту можна вимірювати мікрорельєф поверхні матеріалу, а також досліджувати рухи поверхні об'єкта.

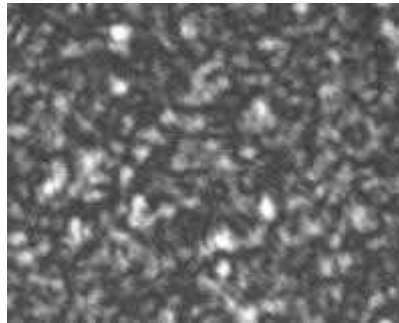


Рис. 1.1 Спекл-картина, що отримується при освітленні лазером шорсткої поверхні

У деяких випадках спекл-ефект може бути небажаним явищем, особливо при роботі з лазерними пристроями, де він може спричинити шуми в сигналах. Тому, при проектуванні лазерних систем, необхідно враховувати спекл-ефект та його вплив на точність вимірювань.

1.2 Розвинуті спекл-поля

Розвинуті спекл-поля - це спеціальний клас електромагнітних полів, які виникають при дифракції світла на неоднорідних поверхнях, які містять

випадкові рельєфи. Оскільки такі поверхні випадкові та неповністю відображають світло, поля, які відповідають випромінюванню, що виходить з цих поверхонь, є дифузними.

Математично, розвинуті спекл-поля можуть бути описані за допомогою амплітудної функції поля E_{xy} , яка може бути записана як:

$$E_{xy} = A_{xy} * \exp[i\varphi_{xy}]$$

де A_{xy} - амплітуда поля, φ_{xy} - фазова функція. Амплітуда та фаза поля можуть бути розкладені в ряд Фур'є з випадковими коефіцієнтами:

$$A_{xy} = \sum A_{nm} \Psi_{nm}(x,y)$$

$$\varphi_{xy} = \sum \Phi_{nm} \Psi_{nm}(x,y)$$

де $\Psi_{nm}(x,y)$ - ортонормовані базисні функції, які залежать від форми поверхні, A_{nm} та Φ_{nm} - випадкові коефіцієнти, які відображають випадкову структуру поверхні.

Для розвинутих спекл-полів, зазвичай, характерна асиметрія та залежність від поляризації. У таких полях, амплітуда та фаза можуть бути розкладені на декілька компонентів з різними властивостями поляризації.

Наприклад, для циркулярно-поляризованих спекл-полів, амплітуда та фаза можуть бути розкладені на дві компоненти зі скалярними коефіцієнтами A_n та Φ_n :

$$A_{xy} = A_{1xy} + iA_{2xy}$$

$$\Phi_{xy} = \Phi_{1xy} + i\Phi_{2xy}$$

де A_1 , A_2 , Φ_1 , Φ_2 - дійсні функції.

Такі поля можуть бути використані для досягнення різних технологічних цілей, таких як холографія, мікроскопія, інтерференційні дослідження та інші.

Наприклад, розвинуті спекл-поля можуть бути використані для створення холограм, які дозволяють створювати тривимірні зображення з

допомогою дифракції світла на оптичній матеріалі. Розвинуті спекл-поля також можуть бути використані для відтворення зображень з високою роздільною здатністю, зокрема для мікроскопії, де вони дозволяють виявляти малих об'єктів з високою точністю.

Крім того, розвинуті спекл-поля можуть бути використані для створення лазерних систем з високою ефективністю та точністю, а також для оптичної телекомунікації, де вони дозволяють забезпечувати стабільність сигналу при передачі на великі відстані.

Узагальнюючи, розвинуті спекл-поля є важливим класом електромагнітних полів, які знаходять широке застосування в оптиці, фотоніці та інших галузях науки і технології. Вони можуть бути описані за допомогою математичних формул, що залежать від властивостей поверхні, і мають різні властивості поляризації та асиметрії, що забезпечує їхню універсальність та ефективність в різних застосуваннях.

1.3 Динаміка спеклів

Динаміка спеклів є важливою проблемою в області оптики і дифракції, оскільки спекли можуть бути використані для вимірювання відстаней, рухів, форм та інших параметрів об'єктів.

Спекли - це маленькі області інтенсивності світла, що виникають в результаті дифракції світла на нерівних поверхнях. Їх динаміка залежить від руху дифракційної поверхні, що викликає зміну фази світлових хвиль, що падають на поверхню.

Для опису динаміки спеклів використовуються різні математичні моделі. Одна з найпоширеніших моделей - це модель статистичної оптики, яка використовує формули для розподілу інтенсивності світла в дифракційній площині.

Для опису динаміки спеклів можна використовувати формули, що описують розподіл інтенсивності світла в дифракційній площині. Наприклад,

для простої дифракційної сітки з періодом d і довжиною хвилі λ можна використовувати формулу:

$$I_{xy} = I_0 [\text{sinc}^2(\pi x/d) \times \text{sinc}^2(\pi y/d)]$$

де I_0 - максимальна інтенсивність світла, а sinc - синус-кардинал.

Також для опису динаміки спеклів можуть використовуватися формули, що описують зміну фази світла внаслідок руху дифракційної поверхні. Наприклад, формула для зсуву фази світла при руху поверхні зі швидкістю v має вигляд:

$$\varphi = 2\pi v \lambda \cos\theta$$

де φ - зсув фази, θ - кут між напрямком світла і напрямком руху поверхні.

З цими формулами можна аналізувати динаміку спеклів при різних умовах, включаючи рух дифракційної поверхні, зміну довжини хвилі світла, зміну амплітуди відбивання тощо.

У технічних додатках спеклі часто використовують для оцінки якості поверхні і для визначення розмірів об'єктів. Однак динаміка спеклів також має важливі наукові застосування в фізиці, оптиці та інших галузях.

Динаміка спеклів може бути визначена як зміна розподілу інтенсивності світла на поверхні при зміні умов дифракції. Один з факторів, що впливає на динаміку спеклів, - це зміна довжини хвилі світла. Це може статися, наприклад, якщо світло проходить через оптичний елемент зі змінною довжиною хвилі, такий як акустооптичний модулятор.

Крім того, динаміка спеклів може бути вплинута рухом поверхні, на якій відбивається світло. Якщо поверхня рухається з достатньою швидкістю, то зміна фази світла може бути значною, що призводить до зміни розподілу інтенсивності світла і, отже, до зміни спеклів.

Нарешті, динаміка спеклів може бути вплинута зміною властивостей поверхні, таких як її форма і текстура. Це може відбуватися, наприклад, при зміні тиску або температури на поверхні, що може призводити до зміни її форми.

Усі ці фактори впливають на динаміку спеклів і можуть бути використані для їх аналізу і визначення параметрів поверхні, які не можуть бути виміряні іншими методами. Наприклад, динаміка спеклів може бути використана для оцінки розмірів мікроскопічних об'єктів, таких як клітини, які не можуть бути видимі за допомогою звичайної оптики.

Крім того, динаміка спеклів може бути використана для визначення властивостей матеріалів, наприклад, їхньої деформації або зміни розміру при зміні температури. Це може бути корисно для контролю якості матеріалів і для визначення їхніх властивостей у різних умовах.

Для аналізу динаміки спеклів можна використовувати різні методи, включаючи експериментальні і теоретичні. До експериментальних методів належать методи інтерференції і фотографування спеклів. Для теоретичного аналізу динаміки спеклів використовуються методи дифракційної теорії і теорії збурень.

Висновок: динаміка спеклів - це важлива тема в фізиці і оптиці, яка дозволяє аналізувати розподіл інтенсивності світла на поверхні та визначати параметри об'єктів, що вимагаються для вирішення різних завдань. Вона має різноманітні застосування у науці та технології і може бути досліджена за допомогою експериментальних і теоретичних методів.

1.4 Оптична система ока та його здатність до акомодатії

Око - це складна оптична система, яка забезпечує зорову сприйнятливність. Оптична система ока включає різні компоненти, такі як рогівка, структури передньої камери, структури лінзи, зіницю та сітківку. Здатність ока до акомодатії - це здатність змінювати форму лінзи, щоб забезпечити чітке бачення об'єктів різної відстані.

Здатність до акомодатії ока досягається за рахунок дії м'язів, які контролюють форму лінзи. Лінза ока складається з прозорої речовини та має форму двохпроменевої лінзи. Відстань між центром лінзи та її поверхнями

може змінюватися, коли м'язи циліарного тіла скорочуються або розслаблюються.

При дивленні на об'єкти на різних відстанях м'язи циліарного тіла контролюють форму лінзи таким чином, щоб забезпечити чітке бачення. Цей процес забезпечує зміну фокусної відстані лінзи, яка змінюється від приблизно 17 мм при дивленні на далекі об'єкти до 14 мм при дивленні на близькі об'єкти.

Здатність ока до акомодатії зменшується з віком, коли м'язи циліарного тіла стають менш еластичними та менш активними. Це може призвести до зниження якості зору, особливо при дивленні на близькі об'єкти, що може бути виправлено за допомогою окулярів або контактних лінз.

Загалом, оптична система ока та його здатність до акомодатії є важливими аспектами зорової функції та дозволяють людині здійснювати чітке бачення об'єктів на різних відстанях. Крім того, оптична система ока також має здатність до адаптації до змін у рівні освітлення, що забезпечує чітке бачення у різних умовах.

Оптична система ока також має різні перешкоди для проникнення світла, такі як рогівка, структури передньої камери та лінза, які забезпечують фокусування світла на сітківці ока. Сітківка містить світлочутливі клітини, які забезпечують перетворення світла на електричні сигнали, які потім передаються до мозку для подальшої обробки.

Хоча оптична система ока досить ефективна, вона не є ідеальною, і може бути вразлива до різних порушень, таких як аметропія (наприклад, далекозорість або близькозорість), катаракта, глаукома та інші хвороби. Однак, за допомогою окулярів, контактних лінз та хірургічних процедур, таких як лазерна корекція зору, можна покращити зорову функцію та попередити розвиток різних хвороб.

Отже, оптична система ока та його здатність до акомодатії є важливими для забезпечення чіткого бачення на різних відстанях та у різних

умовах освітлення. Це слід враховувати при догляді за здоров'ям очей та при виборі методів корекції зору.

1.5 Спектральна чутливість ока

Око чутливе до світла в діапазоні довжин хвиль від 380 до 760 нм, причому максимум світлової чутливості ока зміщується по спектру залежно від рівня освітленості, що пояснюється наявністю колбочкового і паличкового апаратів ока[11]. При денному зорі з участю тільки колбочок максимум світлової чутливості відповідає $\lambda = 555$ нм, при нічному зорі з участю тільки паличок максимум чутливості зміщується в короткохвильову область: $\lambda = 507$ нм. У довгохвильовій частині спектру палички володіють меншою відносною чутливістю, чим колбочки. Цим пояснюється явище Пуркінє: при малій освітленості сині і зелені предмети здаються світлішими, ніж червоні і жовті.

Чутливість ока до випромінювання різних довжин хвиль характеризується функцією відноності $V(\lambda)$ – відносною спектральною світловою ефективністю випромінювання. Ця величина нормована: за одиницю прийнята чутливість $V(\lambda)$ при довжині хвилі λ , відповідній максимальній чутливості ока.

На рис.1.5 представлені криві спектральної чутливості ока для денного (крива 1) і нічного (крива 2) зору. Отже, око сприймає зі всього оптичного діапазону хвиль тільки дуже вузьку ділянку ($\sim 0,4$ мкм).

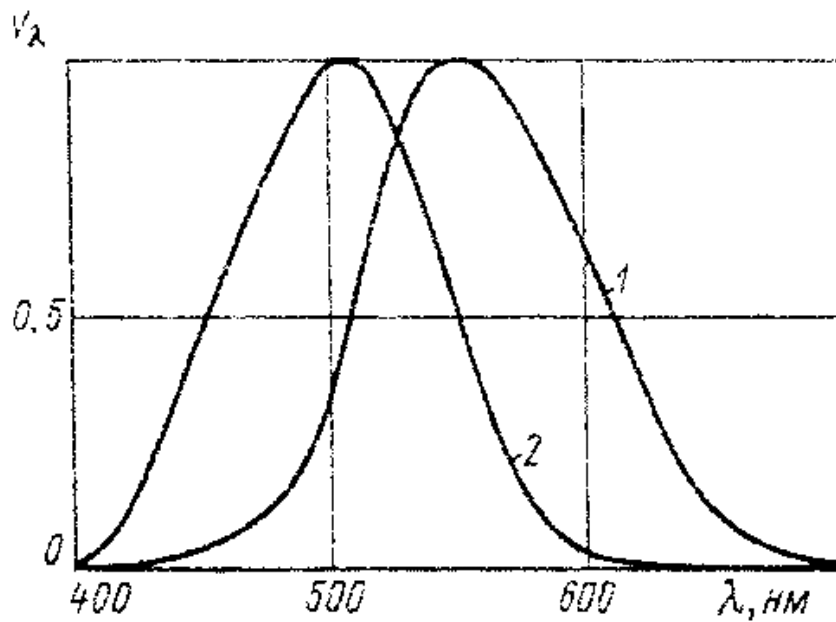


Рис.1.5. Криві спектральної чутливості ока:

- 1- При яскравості 100 кд/м^2
- 2- При яскравості 10^{-4} кд/м^2

Лазери з різною довжиною хвилі мають різну проникаючу здатність. Так, дослідження синім лазером дозволяє оцінювати внутрішні шари сітківки до рівня внутрішнього плексіформного шару. Зелений лазер дозволяє візуалізувати сітківку в межах зовнішнього ядерного шару, червоний лазер проникає в зовнішні шари сітківки приблизно від зовнішнього ядерного шару до шару пігментного епітелію і підлягає хоріоїдеї, інфрачервоний лазер з найбільшою довжиною хвилі візуалізує рівень комплексу фоторецепторів і пігментного епітелію сітківки і хоріоїдею.

1.6 Міопія (короткозорість)

Міопія, також відома як короткозорість, є однією з найпоширеніших аметропій (захворювань ока), яка характеризується тим, що людина добре бачить об'єкти, що знаходяться близько, але погано - далеко.

При міопії, зображення об'єктів зміщується на передній частині сітківки, замість того, щоб бути сфокусованим на самій сітківці. Це може бути

спричинено або занадто сильною кривизною рогівки та/або лінзи, або надто довгою очної вісі.

Міопія може розвиватися протягом дитинства та юності і досягти піку у віці 20-30 років. Фактори ризику міопії включають генетичну схильність, тривалий час, проведений за пристроями з екранами та недостатнє освітлення під час читання.

Лікування міопії може включати корекцію зору за допомогою окулярів, контактних лінз або хірургічних методів, таких як фоторефрактивна кератотомія (PRK) та лазерна корекція зору (LASIK). Однак, превентивні заходи, такі як регулярні перерви під час роботи за екранами та підтримка здорового способу життя, можуть допомогти запобігти або затримати появу міопії.

У деяких випадках міопія може бути пов'язана з іншими захворюваннями, такими як глаукома, катаракта або дистрофія сітківки. Тому важливо регулярно проходити офтальмологічні обстеження, щоб вчасно виявляти та лікувати будь-які захворювання ока.

Міопія може також впливати на якість життя людини, оскільки вона може призводити до зменшення здатності до виконання певних завдань, таких як водіння автомобіля або робота за комп'ютером. Крім того, міопія може бути пов'язана з іншими проблемами зі здоров'ям, такими як головні болі та втома очей.

Окуляри для міопії мають спеціальні лінзи, які допомагають змістити фокус зображення на сітківку. Контактні лінзи для міопії також мають спеціальні лінзи, що допомагають вирівняти фокус. Однак, хірургічна корекція міопії, така як LASIK, може бути більш перспективним вибором для тих, хто не хоче залежати від окулярів або контактних лінз.

Інші методи лікування міопії, такі як терапія світлом та терапія медикаментозними препаратами, також досліджуються. Однак, попри те, що лікування міопії є можливим, важливо запобігати її розвитку, особливо у дітей та підлітків. Деякі заходи для запобігання розвитку міопії включають

зменшення часу, проведеного за екранами, забезпечення достатнього освітлення під час читання та проведення часу на вулиці та віддалених об'єктах.

1.7 Гіперметропія (далекозорість)

Гіперметропія, або далекозорість, є однією з найбільш поширених вад зору. Це стан, при якому людина може чітко бачити предмети, які знаходяться на відстані, але має проблеми з баченням тих, які знаходяться близько.

У здорового ока світлові промені, що входять у нього, фокусуються на сітківці. Однак при гіперметропії, світлові промені фокусуються поза сітківкою, що призводить до нечіткого бачення близьких об'єктів. Це може бути через недостатню кривизну рогівки або короткий відстані між рогівкою та сітківкою ока.

Гіперметропію можна легко діагностувати за допомогою окулярів або контактних лінз, що мають спеціальні лінзи для корекції фокусу. Окуляри для гіперметропії можуть бути з одним або двома лінзами, що допомагають змістити фокус на сітківку. Контактні лінзи також можуть бути коригуючими, але вони мають бути відповідно підібрані офтальмологом.

Хірургічна корекція гіперметропії може бути проведена за допомогою різних методів, таких як LASIK або PRK. Однак, як і в будь-якій хірургічній процедурі, є ризики та потенційні ускладнення, тому важливо ретельно обговорювати всі аспекти з лікарем.

Гіперметропія може бути уродженою або набутою. Уроджена гіперметропія зазвичай спричинена генетичними чинниками та може бути спадковою. Набута гіперметропія може бути наслідком старіння, травми, захворювання, таких як діабет, а також зміни форми ока після відмінного віддалення зору.

Симптоми гіперметропії можуть включати біль у очах, головні болі, втому очей, а також нечітке бачення близьких об'єктів. У деяких випадках, люди можуть піднімати чи притискувати предмети до очей, щоб краще побачити їх.

Крім окулярів та контактних лінз, існує декілька способів корекції гіперметропії, зокрема лазерну корекцію зору та інші хірургічні методи. Однак, як і будь-який медичний втручання, вони не підходять для всіх пацієнтів та мають свої ризики та можливі ускладнення.

Уникнення гіперметропії може бути складним, особливо якщо це уроджена вада зору. Однак, здоровий спосіб життя, такий як правильне харчування, достатній відпочинок, регулярне виконання вправ для очей та зменшення стресу можуть допомогти зберегти зорову функцію. Крім того, регулярні відвідини офтальмолога можуть допомогти вчасно виявити та лікувати будь-які проблеми зі зором.

1.8 Хроматична аберація ока

Хід променів за наявності хроматичної аберації представлений на рис.1.6 Хроматична аберація виявляється в тому, що падаючий на лінзу паралельний пучок білого світла фокусується не в одній точці: короткохвильові промені зберуться ближче до лінзи, чим промені більшої довжини хвилі. Це приводить до того, що зображення білої точки в будь-якій площині виходить у вигляді забарвленої плями. Якщо фокус синіх променів сумістити з сітківкою, зображення крапки буде оточено червоним ореолом, і навпаки; хроматична аберація прямо пропорційно залежить від діаметру зіниці ока.

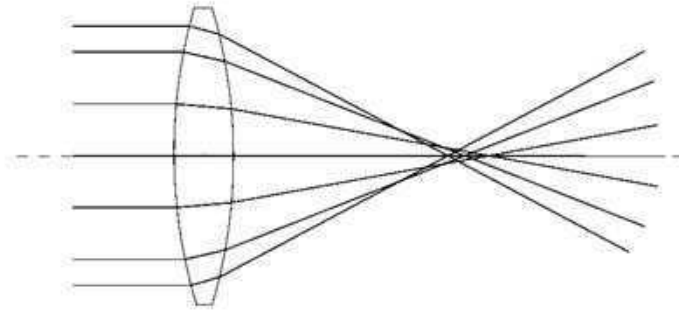


Рис. 1.6. Хід променів при наявності хроматичної аберації

Величина хроматичної аберації для крайніх довжин хвиль видимого спектру в середньому складає 1,3 дптр. Це значення було встановлене ще Т.Юнгом. У звичайних умовах освітлення білим світлом ми не розрізняємо кольорових обідків навколо спостережуваних предметів. Це пояснюється накладенням кольорових ореолів один на інший і малими кутовими розмірами кольорових обідків. Визначення гостроти зору в монохроматичному світлі, а також застосування спеціальних засобів для виправлення хроматичної аберації не привели до істотного підвищення гостроти зору, тобто хроматична аберация не робить істотного впливу на центральний зір.

1.9 Дослідження аметропії ока шляхом спостереження спекл-структури
 При визначенні короткозорості чи далекозорості ока за допомогою спеклів дифузний екран освітлюють лазерним світлом[12]. При цьому око спостерігача бачить спекл-структуру. Припустимо, що зір нормальний і око аккомодоване на нескінченність(рис.1.7). Тоді будь-який промінь, наприклад ІІ, приходить в фокус F ока O.

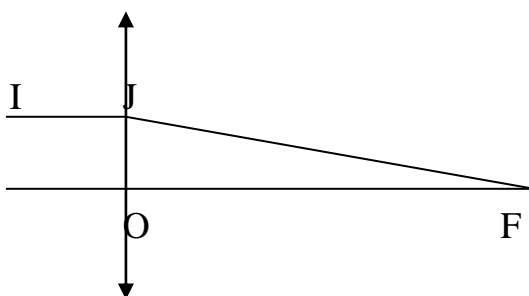


Рис. 1.7. Випадок роботи ока при нормальному зорі.

Якщо око зміститься вгору перпендикулярно прямій OF то промінь ІІ займе положення показане на рис. 1.8, і після заломлення знову прийде в фокус F, а спекл-структура залишиться при цьому нерухомою[13].

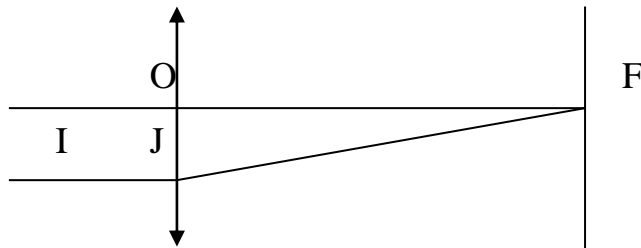


Рис. 1.8. Механізм роботи ока при вертикальному руху об'єкта.

Повернемося до рис. 1.7, і зробимо припущення, що око короткозоре (рис. 1.9).

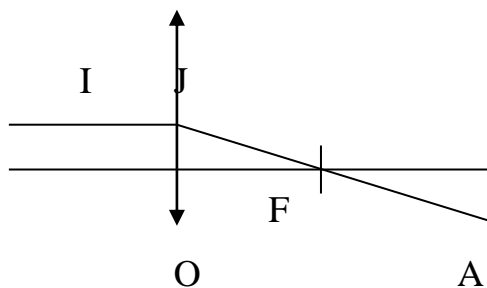


Рис. 1.9. Механізм фокусування променів короткозорим оком.

Тепер промінь ІІ прийде в точку А на сітчатці ока. Якщо око зміщується вгору, то промінь ІІ займе положення, що показане на рис. 1.10, і при цьому спекл-структура теж зміститься вгору.

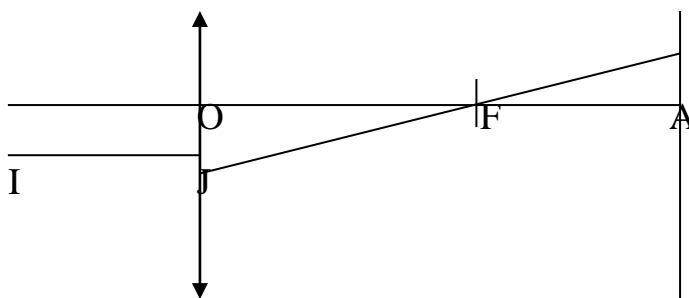


Рис. 1.10. Механізм фокусування променів короткозорим оком при вертикальному руху ока.

У випадку далекозорості при зміщенні ока вгору спекл-структура на сітківці ока зміщується вниз (рис. 1.11).

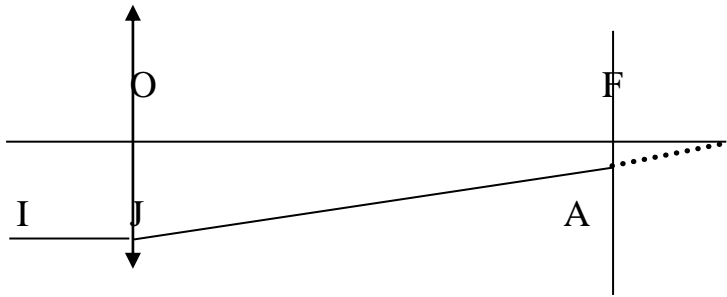


Рис. 1.11. Механізм роботи ока, що має далекозорість.

Отже, для виправлення ока потрібні окуляри такої оптичної сили, при якій спекл-структура на сітківці ока залишається нерухомою, незважаючи на вертикальне зміщення голови.

РОЗДІЛ 2. ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНЕ ДОСЛІДЖЕННЯ СПЕКЛ-СТРУКТУР

2.1 Зміст досліджень

Для дослідження зору за допомогою спекл-структури необхідно, щоб пацієнт її чітко розрізняв дивлячись на дифузний екран. Також, необхідною умовою для встановлення діагнозу щодо відхилення зору від нормального є необхідність чіткого виявлення пацієнтом напрямку руху спеклів при русі дифузного екрану в вертикальній площині відносно ока. Важливою характеристикою, що є актуальною для використання описаного методу в широкій медичній практиці є максимальна простота, ергономічність, а також відповідна ціна установки. Отже змістом досліджень є вивчення характеристик спеклів, що будуть впливати на візуалізацію картини для людського ока, а також можливих покращень в самій установці.

Досліджувалися наступні характеристики:

- розподіл світлового поля на освітленій лазером поверхні
- розмір спеклів
- контраст спеклів
- статистика розподілу спеклів різних розмірів
- інтенсивність розсіяного світла
- інші характеристики

2.2 Блок-схема установки

Як вже зазначалося вище, спекли були відкриті після того як були винайдені лазери. Отож, для дослідження характеристик спеклів було використано лазер. Для проведення досліджень було обрано лазери з різною довжиною хвилі $\lambda = 632,8 \text{ нм}, 532.0 \text{ нм}, 450 \text{ нм}$. Також необхідним для отримання об'єктивних результатів стало використання в ході роботи фотоапарату. Схематично установку, що використовувалася в практичній частині цієї роботи зображено на рис. 2.1.



Рис. 2.1. Принципова схема експериментальної установки.

Схема складається з :

1. Лазери (632,8 нм, 532.0 нм, 450 нм)
2. Лінза
3. Лінза
4. Дзеркало
5. Негладка поверхня
6. Фотоапарат
7. Діафрагма

В якості поверхні використовувався звичайний аркуш паперу.

2.3 Дослідження характеристик спеклів в залежності від діаметру діафрагми

Важливою характеристикою спеклів, що має суттєвий вплив на добре сприйняття людським оком, є розмір спеклів. Тому, для використання методу визначення аметропії ока шляхом спостереження спекл-структури в широкій медичній практиці, необхідно добитися якнайбільшого зерна спекл-структури, не погіршуючи при цьому інші характеристики. Одним з

параметрів, які можна змінювати для отримання необхідного результату є зміна діафрагми людського ока. Вплив цього процесу був досліджений в цій роботі. Для отримання реальних числових значень всіх необхідних параметрів замість реального спостерігача використовувалося фотографування спекл-структури з наступною обробкою результатів на комп'ютері. Після процесу фотографування знімки для подальшої обробки зберігались на комп'ютері. Подальша робота по отриманню інформації з цих фотографій починалась з обробки знімків в програмі AdobePhotoshop 6.0. Тут вирізалась зайва частина знімку, що не несла необхідної інформації для досліджень, що проводились. Отримане зображення зберігалось на комп'ютері в форматі .jpeg. Після роботи в AdobePhotoshop обробка зображення велась в програмі Matematica 5. Спочатку імпортували файл та назвали, потім показали, задали формат, визначили розмірність в пікселях, щоб знати після обрізки в MicrosoftOfficePictorManager, далі утворили таблицю для зеленого світла, після цього побудували графіки для рядків, а потім створили таблицю для окремого рядка, вибрали максимум з таблиці в деяких межах і записали в іншу таблицю. Для запобігання впливу шуму додали шум. Проаналізували для визначення розміру спекла.

```

(*1_importuemo fail ta nazyvaemo*)
PhotoSpl = Import["C:\\8.jpg"];
(*2_Pokazuemo*)
Show[PhotoSpl];
(*3_Zadaemo format?*)
ph = PhotoSpl[[1, 1]];
(*4_Vyznachaemo rozmirnist v pikseliah aby znaty pislya obrizky v MicrosoftOfficePictorManager
(fotokamera x,y=2288*1712 pikseliv)
1) dyi-pikseliv po y; 2) dxj-pikseliv po x; 3) coloriv_ 3*)
dim = Dimensions[ph];
dyi = Extract[dim, {1}];
dxj = Extract[dim, {2}];
(*5_utvoruemo tablytsu dlya zelenogo svitla (1-red,2-grin,3-blv) *)
red = 1; grin = 2; blu = 3;
phgrin = Table[ph[[1, j, grin]], {1, 1, dyi}, {j, 1, dxj}];

(*6_buduemo grafik dlia ryadka yi (zadaemo -tsentr yi=dyi/2 (abo inshe) v mezhax stovchikov 1-dxj) *)
yi = dyi/2;
ListPlot[phgrin[[yi]], PlotJoined -> True, PlotRange -> All];
(*6_zakomentovano_ListPlot3D[phgrin, PlotRange -> All]_*)

(*7_stvoriuemo tablychu f dlya okremogo ryadka yi=dyi/2 -tsentr (abo zadaemo) (vin odyn {{1}}) v mezhax stovchikov 1- dxj (abo zadaemo) _*)
f = Table[ph[[1, j, grin]], {1, yi, yi}, {j, 1, dxj}];
ListPlot[f[{{1}}, PlotJoined -> True, PlotRange -> All];

(*8_vybraemo maksimumy z tablychi "f" v meschah 0- x) (abo zadaemo) ta zapysuemo v tablychu "test" _*)
(*8_dlia zapogannia vplyvu shum dodajemo shum _*)
shum = 3;
test = {};
Do[test = Join[test, If[f[[1, i]] > shum * f[[1, i + 1]], {f[[1, i]]}, {}], {i, 1, dxj - 1}];
test
(*9_analizujemo "test" dlia vyznachenia rozmiru spekla_*)
Extract[test, {10}];
nmax = Length[test];
rozmir = N[dxj]/nmax, 3]

```

Рис. 2.2. Програма для аналізу спеклів

Для зеленого лазера використовувалося такі значення діафрагми об'єктива:

1. $D_{\text{діафр}} = f/3$
2. $D_{\text{діафр}} = f/8$

де $f = 59$ мм., фокусна відстань об'єктива

Всі інші параметри системи залишалися сталими. Можна навести знімки спекл-полів для зеленого лазера(532.0 нм)(рис.2.3-2.4):

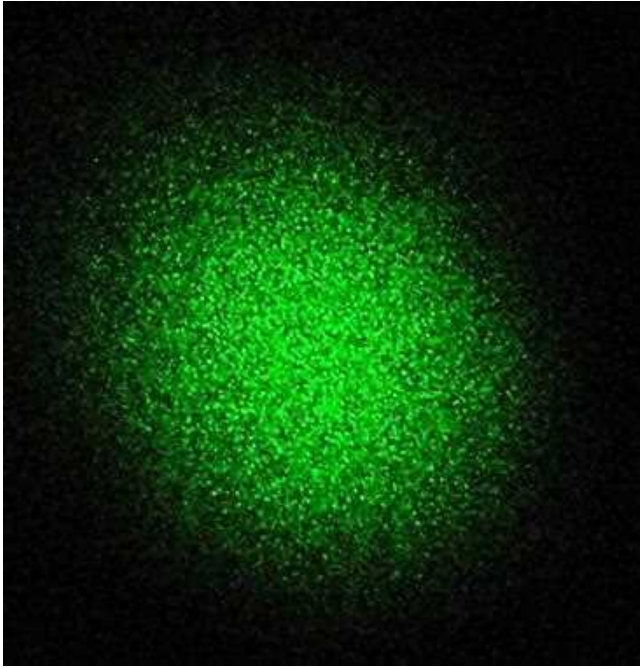


Рис. 2.3. Розподіл спекл-поля для зеленого лазера (532.0 нм) (для випадку $D_{\text{діафр}} = f/3$)

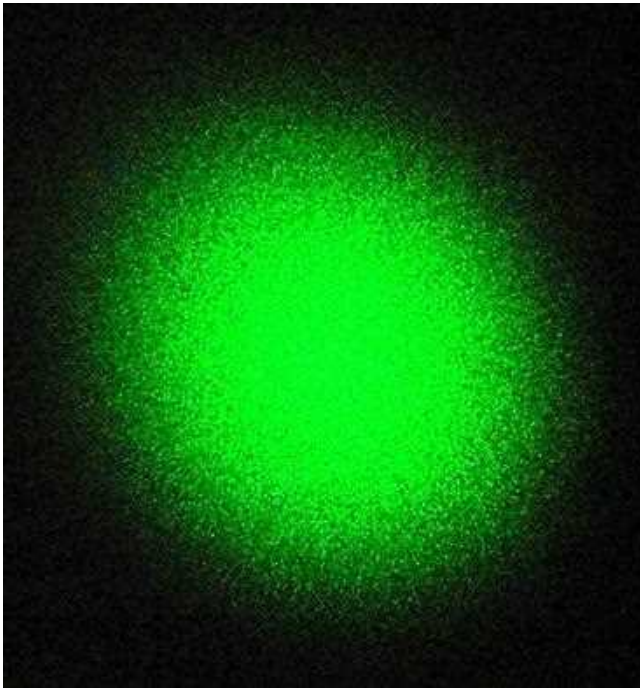


Рис. 2.4. Розподіл спекл-поля для зеленого лазера (532.0 нм) (для випадку $D_{\text{діафр}} = f/4$)

Для червоного лазера (632,8 нм) використовувалося такі значення діафрагми об'єктива:

1. $D_{\text{діафр}} = f/3,2$
2. $D_{\text{діафр}} = f/4$
3. $D_{\text{діафр}} = f/6,3$
4. $D_{\text{діафр}} = f/8$

Знімки спекл-полів для червоного лазера (рис.2.5-2.6):



Рис. 2.5. Розподіл спекл-поля для червоного лазера (632,8 нм) (для випадку $D_{\text{діафр}} = f/3,2$).



Рис. 2.6. Розподіл спекл-поля для червоного лазера (632,8 нм) (для випадку $D_{\text{діафр}} = f/8$).

Для синього лазера використовувалося такі значення діафрагми об'єктива:

1. $D_{\text{діафр}} = f/3,2$
2. $D_{\text{діафр}} = f/4$
3. $D_{\text{діафр}} = f/8$

Знімки спекл-полів для синього лазера (рис.2.7-2.8):

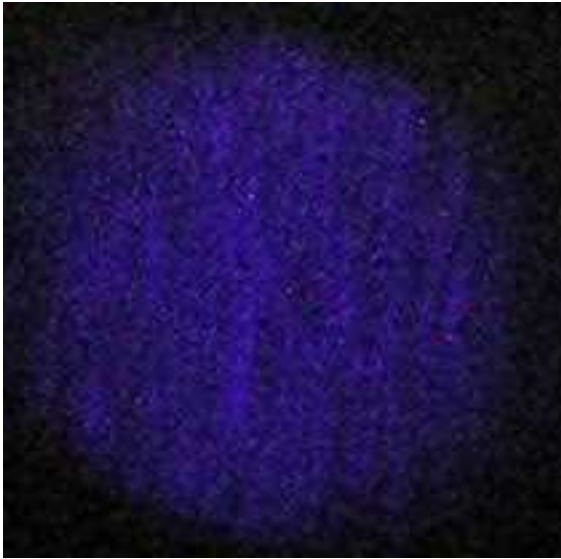


Рис. 2.7. Розподіл спекл-поля для синього лазера(450 нм) (для випадку $D_{\text{діафр}} = f/3,2$).



Рис. 2.8. Розподіл спекл-поля для синього лазера (450 нм) (для випадку $D_{\text{діафр}} = f/8$).

Оброблені в програмі Mathematica 5, по описаній вище методиці, зображення дали наступні результати для розміру спекла $D_{\text{спекл}}$ для червоного, зеленого та синього лазера в залежності від розміру діафрагми $D_{\text{діафр}}$ (рис 2.9, 2.10, 2.11):

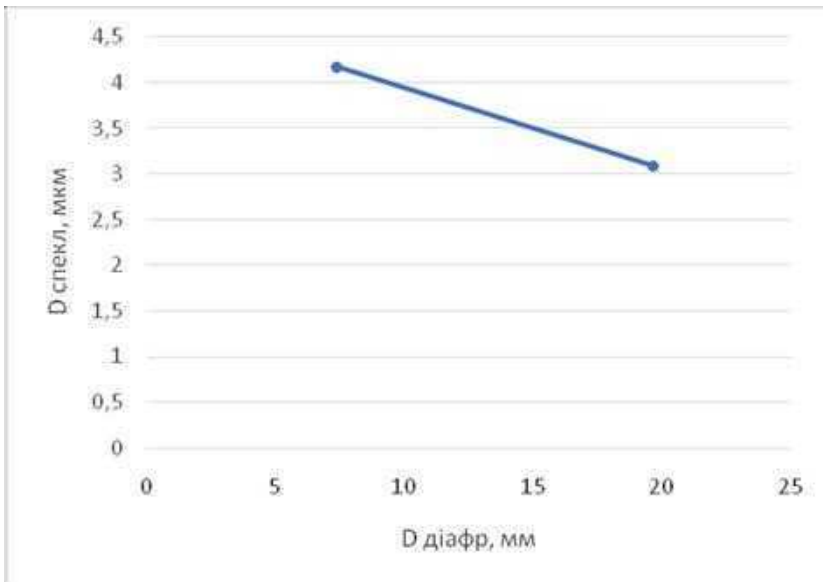


Рис. 2.9. Залежність розміру спекла на матриці фотоапарату від розміру діафрагми об'єктива для зеленого лазера

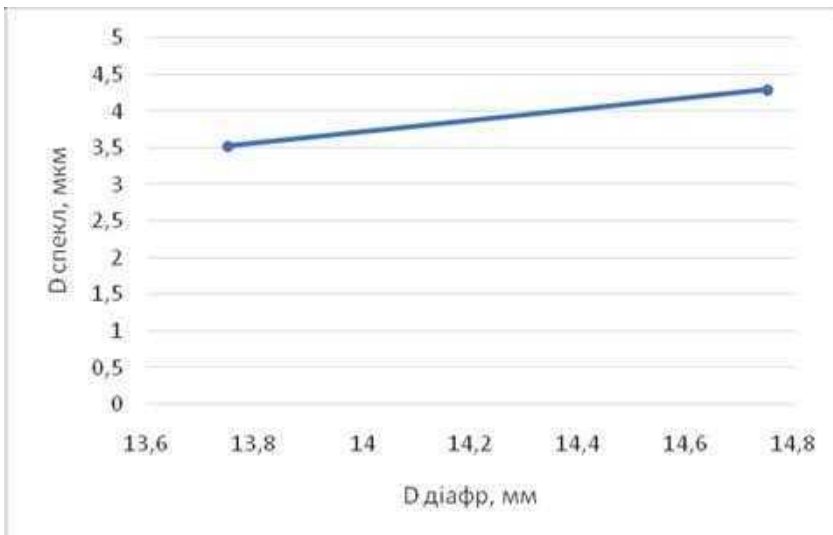


Рис. 2.10. Залежність розміру спекла на матриці фотоапарату від розміру діафрагми об'єктива для червоного лазера

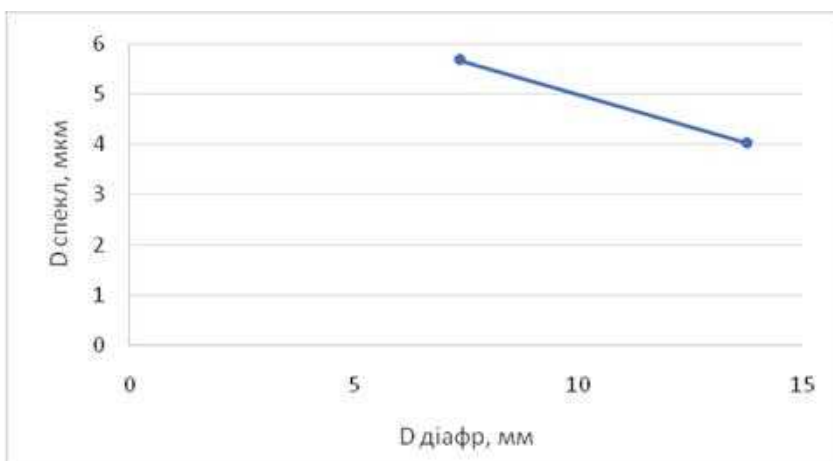


Рис. 2.11. Залежність розміру спекла на матриці фотоапарату від розміру діафрагми об'єктива для синього лазера (450)

Згідно з теорією, графіки мають відповідати залежності:

$$D_{\text{спекл}} \sim \frac{1}{D_{\text{діафр}}}$$

2.4 Використання рухомого барабану

Серед інших покращень методу, можна запропонувати використання спеціального рухомого барабану, на поверхню якого буде проектуватися лазерний промінь. Використання такого барабану в першу чергу позбавить необхідності руху головою пацієнта. Єдиним, що треба для використання барабану – є підбір оптимальної швидкості обертання барабану, що з однієї сторони буде достатньою для того щоб пацієнт бачив рух спекл-картини, і з іншого боку не надто великою, щоб око встигало сприймати рухому картинку і мозок міг визначити в яку сторону рухаються спекли. Було проведено дослідження в яких лінійна швидкість руху поверхні барабана змінювалась в межах 20-5400 мм/год. Було показано, що підбір корекції в цих межах залишається однаковим. Але для більшої точності виміру необхідної для ока корекції найоптимальнішим режимом виявився режим з $v=720$ мм/год.

2.5 Залежність точності методу від відстані до площини зображення

Одним із дослідів, що було проведено для знаходження найкращих умов використання методу в широкій клінічній практиці стало знаходження оптимальної відстані між площиною на яку проектується лазерний промінь та спостерігачем. Для проведення дослідів було використано синій, зелений та червоний лазери. В табл. 2.2 наведено дві із таких залежностей необхідної корекції для ока $D_{\text{кор}}$. Від відстані до площини зображення L . Отримані результати графічно зображені на рис.2.10:

Табл. 2.1. Залежність величини необхідної корекції від відстані до площини на яку проектується лазерний промінь для червоного лазера

L, м	D кор, дптр
0,5	0,75
1	0,25
2	0
3	-0,25
4	-0,5
5	-0,75

Табл. 2.2. Залежність величини необхідної корекції від відстані до площини на яку проектується лазерний промінь для зеленого лазера

L, м	D кор, дптр
0,5	0,5
1	0,25
2	0
3	-0,25
4	-0,25
5	-0,5

Табл. 2.2. Залежність величини необхідної корекції від відстані до площини на яку проектується лазерний промінь для синього лазера

L, м	D кор, дптр
0,5	1
3	-0,25
5	-1

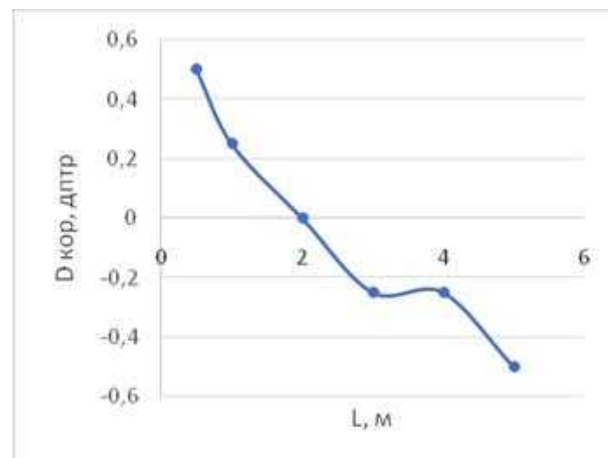


Рис. 2.12. Залежність необхідної корекції від відстані між спостерігачем та площиною зображення для зеленого лазера (532,0 нм)

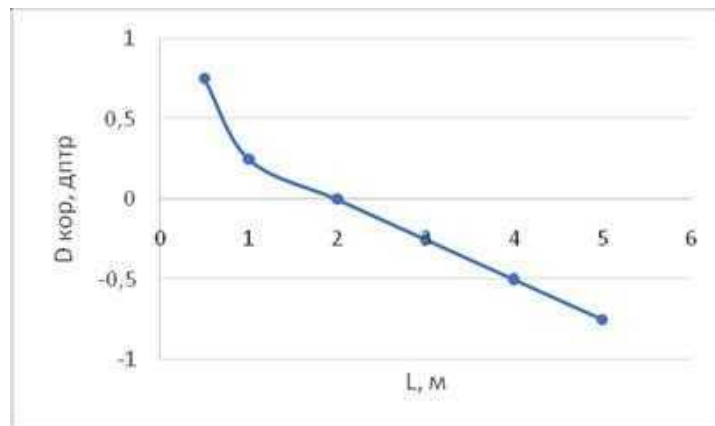


Рис. 2.13. Залежність необхідної корекції від відстані між спостерігачем та площиною зображення для червоного лазера (632,8 нм)

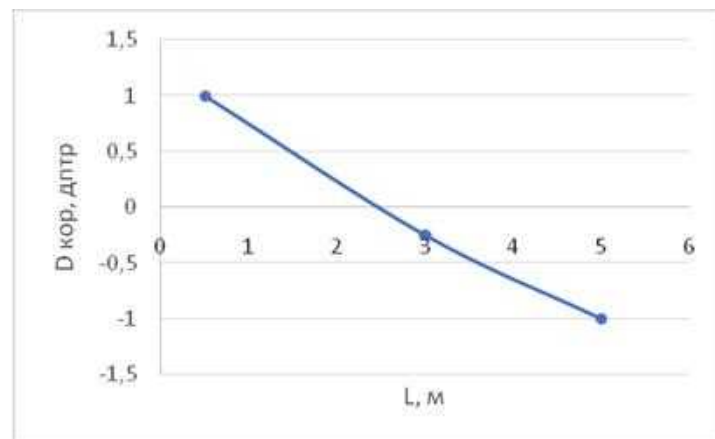


Рис. 2.14. Залежність необхідної корекції від відстані між спостерігачем та площиною зображення для синього лазера (450 нм)

Як видно з графіків, для отримання достовірних результатів при підборі необхідної корекції необхідно щоб в кімнаті окуліста була можливість розмістити пацієнта на відстані хоча б 4 метрів від поверхні на яку проєктується лазерний промінь.

2.6 Вплив відстані від об'єкта на чіткість зору із використанням корекції (лінз)

В даному експерименті ми аналізували, як впливатиме відстань на чіткість зору (коли наш спекл не рухається, сфокусований) із різними з

різною кількістю діоптрій. У пацієнта перевіряли праве та ліве око, також дивились на результати без корекції.

Ось наші результати :

Оптична сила	Відстань
Ліве око	
-1	55
-2	35
-3	25
-5	20
1	70
2	40
3	35
5	20

Оптична сила	Відстань
Праве око	
-1	35
-2	45
-3	60
-5	100
1	15
2	12
3	10
5	7

Без корекції	
Ліве	Праве
35	20

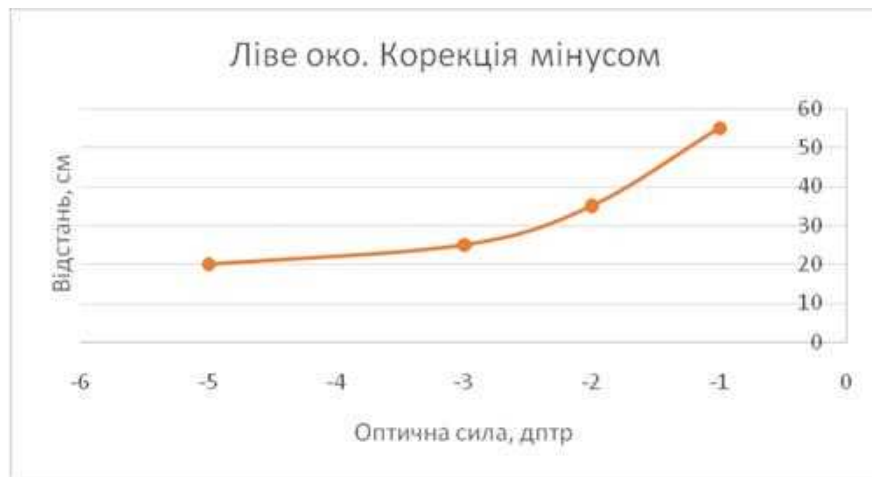


Рис. 2.15 Вплив корекції розсіюючою лінзою на чіткість зображення із різною відстанню для лівого ока

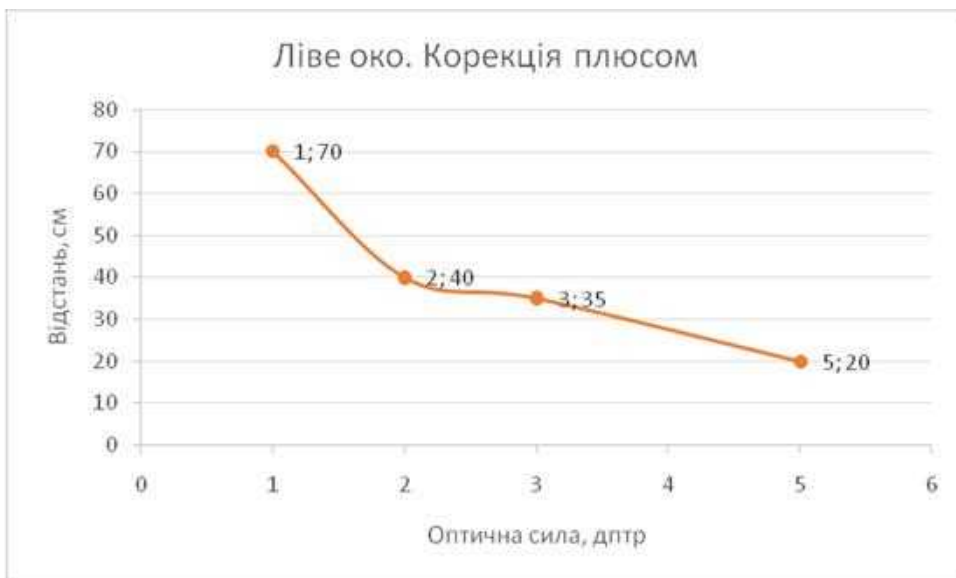


Рис. 2.16 Вплив корекції збиральною лінзою на чіткість зображення із різною відстанню для лівого ока

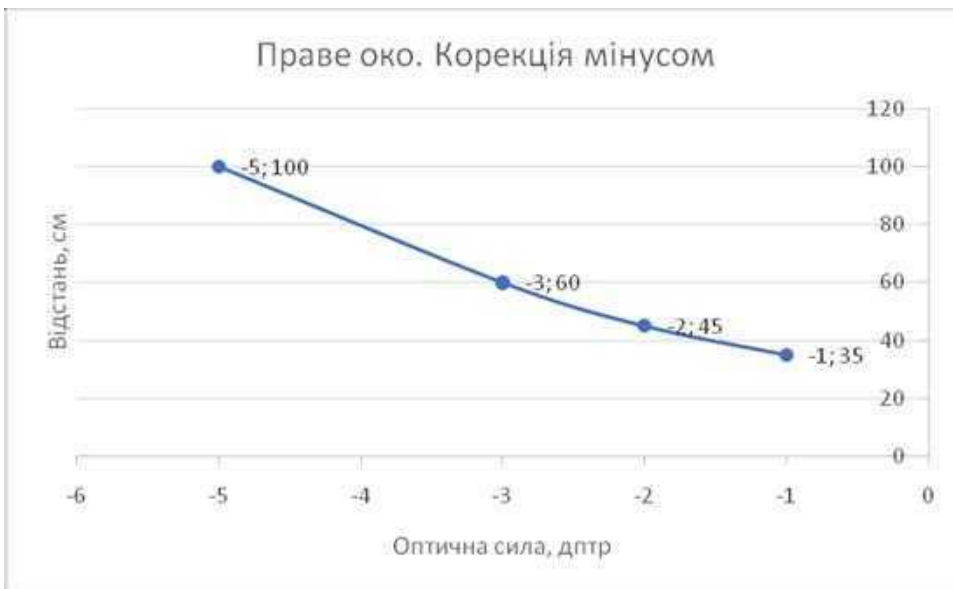


Рис. 2.17 Вплив корекції розсіюючою лінзою на чіткість зображення із різною відстанню для правого ока

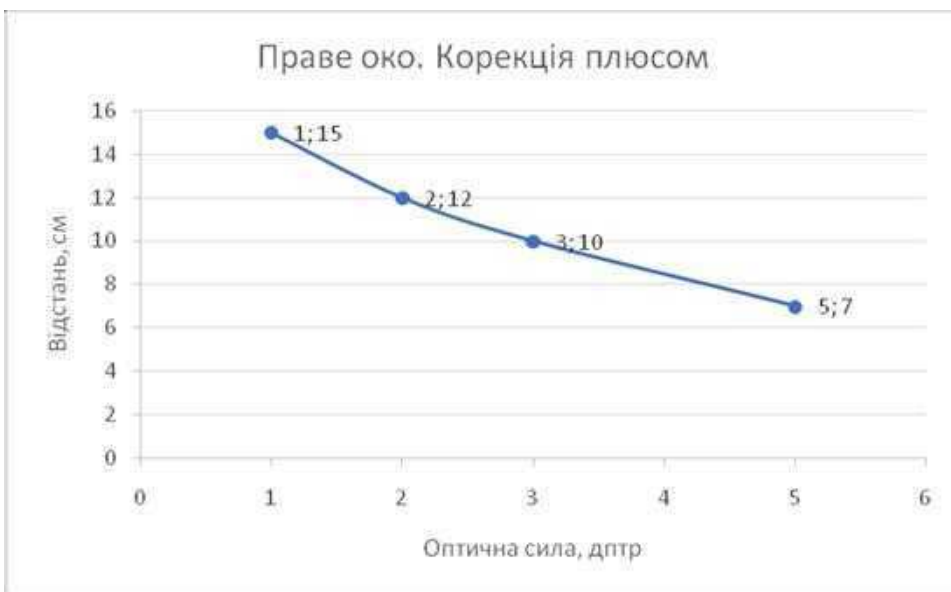


Рис. 2.18 Вплив корекції збиральною лінзою на чіткість зображення із різною відстанню для правого ока

Аналіз результатів :

Праве око :

За результатами експерименту можна зробити висновок, що оптична корекція з використанням лінз з додатними діоптріями (1, 2, 3, 5) позитивно

впливає на чіткість зору на всіх відстанях від об'єкта, зменшуючи відстань з високим рівнем розмиття з 70 до 20 см.

Натомість, оптична корекція з використанням лінз з від'ємними діоптріями (-1, -2, -3, -5) не дозволила досягнути такого ж покращення гостроти зору. У деяких випадках, наприклад, для лінзи з оптичною силою -1 діоптрія і відстані 55 см, гострота зору була менша, ніж без корекції.

Отже, можна стверджувати, що використання лінз з додатними діоптріями відповідно до потреб пацієнта, сприяє покращенню гостроти зору.

Ліве око:

За результатами експерименту можна зробити висновок, що оптична корекція з використанням лінз з додатними діоптріями (1, 2, 3, 5) позитивно впливає на чіткість зору на всіх відстанях від об'єкта, зменшуючи відстань з високим рівнем розмиття з 60 до 7 см для правого ока.

ВИСНОВКИ

Модернізовано та здійснено аналіз методу лазерної спекл-інтерферометрії для діагностування зорової сенсорної системи людини.

Встановлено:

1. Розмір спостережуваних спеклів, що є важливим для сприйняття пацієнтів, суттєво зростає за діафрагмування зони спостереження, але не області освітлення лазером. Достатньо діафрагми 1мм.

2. Вибір корегуючої лінзи помітно залежить від довжини хвилі лазера. Оптимальною є довжина хвилі близько 550 нм (приміром друга гармоніка неодимового лазера 530 нм).

3. При використанні спеціального рухомого барабану з поверхнею звичайного паперу оптимальною швидкістю руху його поверхні є величина 720 мм/год для людей з незначними відхиленнями гостроти зору. Необхідно мати можливість зміни швидкості.

4. Оптична сила корегуючих лінз залежить від відстані спостереження: загальна вимога більше 5 м.

5. Можна досягти чіткого бачення на всіх відстанях за використання різних корегуючих лінз пацієнтом. У цьому поляга перевага методу, який враховує межі акомодації.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Ennos, A E (1996). "Laserspeckleexperimentsforstudents". *PhysicsEducation*. 31 (3): 138–142. doi:10.1088/0031-9120/31/3/012. ISSN 0031-9120. S2CID 250883720.
2. Boas, David A.; Dunn, Andrew K. (2010). "Laserspecklecontrastimaginginbiomedicaloptics". *Journal of BiomedicalOptics*. 15 (1): 011109–011109–12. Bibcode:2010JBO....15a1109B. doi:10.1117/1.3285504. ISSN 1083-3668. PMC 2816990. PMID 20210435.
3. Tamaki, Y.; Araie, M.; Kawamoto, E.; Eguchi, S.; Fujii, H. (April 1995). "Non-contact, two-dimensionalmeasurementoftissuecirculationinchoroidandopticnerveheadusin laserspecklephenomenon". *ExperimentalEyeResearch*. 60 (4): 373–383. doi:10.1016/s0014-4835(05)80094-6. ISSN 0014-4835. PMID 7789417.
4. Doherty, Paul (27 June 2006). "ExplanationoftheMotionofLaserSpeckle".
5. R. Mirdell, S. Farnebo, F. Sjöberg, E. Tesselaar. Interobserverreliabilityoflaserspecklecontrastimagingintheassessmentofburns
6. C.D. Ansson, J.V. Berggren, K. Tenland, etal. Perfusioninuppereyelidflaps: effectsofrotationandstretchingmeasuredwithlaserspecklecontrastimaginginpatients. *OphthalmicPlastReconstrSurg*, 36 (2020), pp. 481-484
7. J. Berggren, N. Castelo, K. Tenland, etal. Reperfusionoffreefull-thicknessskinraftsinperiocularreconstructivesurgerymonitoredusinglaserspecklecontrastimaging
8. H. Cheng, Y. Yan, T.Q. Duong. Temporalstatisticalanalysisoflaserspeckleimagesanditsapplicationtoretinalblood-flowimaging. *Opt Express*, 16 (2008), pp. 10214-10219

9. S.S. Hayreh, W.E. Scott. Fluoresceinirisangiography II. Disturbancesiniriscirculationfollowingstrabismusoperationonthevariousrecti. ArchOphthalmol, 96 (1978), pp. 1390-1400
10. P.F. Kaeser, G. Klainguti. Anteriorsegmentangiographyinstrabismussurgery. KlinMonblAugenheilkd, 229 (2012), pp. 362-364
11. T.K. Chan, A.L. Rosenbaum, R. Rao, S.D. Schwartz, P. Santiago, D. Thayer. Indocyaninegreenangiographyoftheanteriorsegmentinpatientsundergoingstrabismussurgery. Br J Ophthalmol, 85 (2001), pp. 214-218
12. F.G. Velez, J.P. Davila, A. Diaz, G. Corradetti, D. Sarraf, S.L. Pineles. Associationofchangeinirisvesseldensityinopticalcoherencetomographyangiographywithanteriorsegmentischemiaafterstrabismussurgery. JAMA Ophthalmol, 136 (2018), pp. 1041-1045
13. Sugiyama T, Kojima S, Ishida O, et al. Changesinopticnerveheadbloodflowinducedbythecombinedtherapyoflatanoprostandbetablockers. ActaOphthalmol. 2009;87:797–800
14. Kurashima H, Watabe H, Sato N, et al. Effectsofprostaglandin F(2 α) analogueson endothelin-1-induced impairmentofrabbitocularbloodflow: comparisonamongtafluprost, travoprost, andlatanoprost. ExpEyeRes. 2010;91:853–859.
15. Tsuda S, Kunikata H, Shimura M, et al. Pulse-waveformanalysisofnormalpopulationusinglaserspeckleflowgraphy.CurrEye Res. 2014;39:1207–1215.