

Вінницький національний технічний університет
(повне найменування вищого навчального закладу)

Факультет інформаційних електронних систем
(повне найменування інституту, назва факультету (відділення))

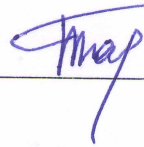
Кафедра біомедичної інженерії та оптико-електронних систем
(повна назва кафедри (предметної, циклової комісії))

МАГІСТЕРСЬКА КВАЛІФІКАЦІЙНА РОБОТА

на тему:

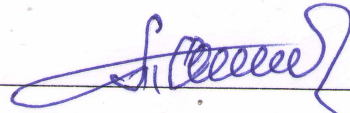
«ІНТЕЛЕКТУАЛЬНА СИСТЕМА ДЛЯ ДІАГНОСТУВАННЯ СТРУКТУРНИХ ЗМІН ПРИ ПАТОЛОГІЯХ ОКА»

Виконав: студент 2-го курсу, групи БМІ-22м
спеціальності 163 – Біомедична інженерія
(шифр і назва напряму підготовки, спеціальності)



Тарасенко Д.О.
(прізвище та ініціали)

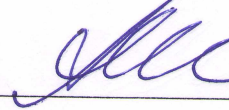
Керівник: д.т.н., професор каф. БМІОЕС



Павлов С.В.
(прізвище та ініціали)

« 01 » 12 2023 р.

Опонент: д.т.н., професор, зав. каф. ІРТС

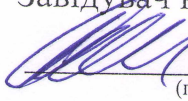


Осадчук О.В.
(прізвище та ініціали)

« 07 » 12 2023 р.

Допущено до захисту

Завідувач кафедри БМІОЕС



К.т.н., доц. **Коваль Л.Г.**
(прізвище та ініціали)

« 01 » 12 2023 р.

Вінниця ВНТУ - 2023 рік

Вінницький національний технічний університет
Факультет інформаційних електронних систем
Кафедра біомедичної інженерії та оптико-електронних систем
Рівень вищої освіти II-й (магістерський)
Галузь знань – 16 Хімічна та біоінженерія
Спеціальність – 163 Біомедична інженерія
Освітньо-професійна програма – Біомедична інженерія

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри БМІ
д.т.н., доц. Коваль Л.Г.

«18» вересня 2023 року

З А В Д А Н Н Я НА МАГІСТЕРСЬКУ КВАЛІФІКАЦІЙНУ РОБОТУ СТУДЕНТУ

Тарасенку Денису Олександровичу

(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема роботи Інтелектуальна система для діагностування структурних змін при патологіях ока

керівник роботи д.т.н., проф., професор кафедри БМІ Павлов С.В.

(прізвище, ім'я, по батькові, науковий ступінь, вчене звання)

затверджені наказом вищого навчального закладу від « » 09.2023 р. №_____.

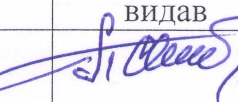
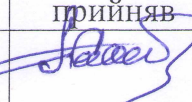
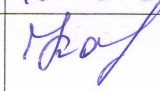
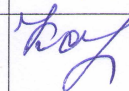


2. Строк подання студентом роботи 19.12.2023р.

3. Вихідні дані до роботи: Інтелектуальна система повинна мати такі технічні параметри: роздільна здатність зображення – 300 dpi, частота кадрів – 30 FPS, бітова глибина - 16 біт на канал кольору для точного відображення кольорів та інтенсивності, точність сегментації - мінімум 95% для надійної ідентифікації та аналізу структур ока, RAM – 16 Гб, швидкість пам'яті при використанні системи DDR4 від 2666 МГц.

4. Зміст текстової частини: Вступ. Оптична система ока та різновиди патологій при захворюванні глаукоми. Технічна частина. Розрахунок оптико-електронного каналу. Економічна частина. Охорона праці та безпека в надзвичайних ситуаціях. Висновки. Список використаних джерел. Додатки.

5. Перелік ілюстративного матеріалу (з точним зазначенням обов'язкових креслень): Структура зорового нерву. Томографічні зображення рогівки. Принципова схема цифрової системи для виконання ФА. Елемент ПЗЗ – електричний конденсатор типу МОН: 1 – металевий електрод; 2 – діелектрик; 3 – напівпровідник р-типу; 4 – потенціальна яма, що сформувалася біля площини розділу між діелектриком та напівпровідником під впливом прикладеного до електрода імпульсу позитивної напруги. Елемент трифазного ПЗЗ. Спектральні характеристики абсолютного квантового виходу. Структура ПЗЗ-матриці.

6. Консультанти розділів роботи

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	виконання прийняв
Основна частина	д.т.н., професор, проф. каф. БМІ Павлов С.О.	 18.09.23	 01.12.23
Економічна частина	доцент каф. ЕПВМ, доцент, к.е.н., Кавецький В.В.	 19.10.23	 18.11.23
Охорона праці та безпека в надзвичайних ситуаціях	професор кафедри БЖДПБ, професор, д.п.н., Дембіцька С.В.	 20.10.23	 10.11.23


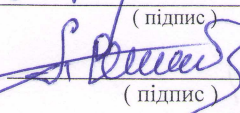
7. Дата видачі завдання 17.09.2023 року

КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

№ з/п	Назва етапів магістерської кваліфікаційної роботи	Строк виконання етапів роботи	Примітка
1.	Вибір, узгодження та затвердження тем МКР на випусковій кафедрі.	02.09.2023-07.09.2023	
2.	Огляд та аналіз літературних джерел.	08.09.2023-17.09.2023	
3.	Затвердження тем по ВНТУ. Розробка завдання на МКР.	18.09.2023-27.09.2023	
4.	Попередня розробка основних розділів. Аналіз вирішення поставленої задачі. Розробка плану роботи та технічних рішень.	28.09.2023-10.10.2023	
5.	Математичне моделювання та електричні розрахунки.	11.10.2023-04.11.2023	
6.	Розробка графічної частини МКР.	05.11.2022-18.11.2022	
7.	Економічна частина.	19.11.2023-25.11.2023	
8.	Охорона праці (ОП).	26.11.2022-30.11.2022	
9.	Оформлення пояснювальної записки та графічної частини.	01.12.2023-12.12.2023	
10	Нормоконтроль.	13.12.2023-16.12.2023	
11.	Попередній захист МКР, доопрацювання, рецензування МКР.	17.12.2023-18.12.2023	
12.	Захист МКР ЕК.	19.12.2023-21.12.2023	

Студент

Керівник роботи


(підпис)

(підпис)

Тарасенко Д.О.

Павлов С.В.

Тарасенко Д.О. Цифрова система для діагностики структурних змін при патології ока: магістерська кваліфікаційна робота. – Вінниця: ВНТУ 2023 р. – 121 стор., 49 рис., 22 табл. – українською мовою.

В даній магістерській роботі було завдання проаналізувати та зробити підходи по розробці інтелектуальної системи для діагностики структурних змін при патологіях ока. В якості прикладу роботи системи були взяті різні патології при такому захворюванні, як «глаукома», оскільки це одне з найпоширеніших захворювань очей на сьогоднішній день.

В роботі був проведений аналіз та розглянуті методи розробки цифрової системи для виконання флуорисцентної ангіографії, що дозволяє аналізувати медичні зображення та на їх основі проводити діагностику структурних змін при патологіях ока. Також було розглянуто принцип роботи та вибір ПЗЗ-матриці та проведені розрахунки електронно-оптичного каналу, здійснено параксіальний аналіз отриманої оптичної системи для визначення габаритів елементів системи. Це дозволило покращити технічні аспекти цифрової системи, забезпечуючи точніші та достовірніші результати дослідження.

Ключові слова: ВОР, офтальмоскоп, флуоресцентна ангіографія, МОН, ПЗЗ-матриці, окуляр Кельнера.

ABSTRACT

Tarasenko D.O. Digital system for diagnostics of structural changes in eye pathology: master's thesis - Vinnytsia: VNTU, 2023 - 121 pp., 49 figures, 22 tables - in the Ukrainian language.

In this master's thesis, the task was to analyze and develop approaches to the development of an intelligent system for the diagnosis of structural changes in eye pathologies. As an example of the system's operation, various pathologies in such a disease as "glaucoma" were taken, as it is one of the most common eye diseases today.

The paper analyzes and considers methods of developing a digital system for fluorescein angiography, which allows analyzing medical images and diagnosing structural changes in eye pathologies based on them. Also, the principle of operation and selection of the CCD matrix were considered, and the electron-optical channel was calculated, and a paraxial analysis of the resulting optical system was performed to determine the dimensions of the system elements. This allowed us to improve the technical aspects of the digital system, providing more accurate and reliable research results.

Keywords: IOP, ophthalmoscope, fluorescein angiography, MES, CCD matrices, Kellner eyepie.

ЗМІСТ

ВСТУП	4
1 Оптична система ока та різновиди патологій при захворюванні глаукоми	7
1.1 Медичні дослідження структури ока для діагностики різних форм патологій.....	7
1.2 Глаукома та її класифікація	16
1.3 Види патологій при глаукомі та способи їх діагностики	32
1.4 Аналіз автоматизованих оптико-електронних систем для оцінювання біомедичних зображень	37
2 Технічна частина	44
2.1 Реалізація цифрової системи для аналізу патологій ока	44
2.2 Використання ПЗЗ-структур для реалізації реєстрації мікроциркуляції	48
2.3 Структура і принцип роботи ПЗЗ-матриці.....	49
2.4 Параметри і характеристики ПЗЗ	52
2.5 Практичне застосування ПЗЗ-структур.....	58
2.6 Висновки	59
3 РОЗРАХУНОК ОПТИКО-ЕЛЕКТРОННОГО КАНАЛУ	60
3.1 Розрахунок параметрів окуляра.....	60
3.2 Розрахунок параметрів окуляра зорової труби Кеплера	62
3.3 Проведення параксіального аналізу	64
3.4 Розрахунок основних параметрів об'єктива	70
3.5 Огляд тринокулярного мікроскопа	77
4 ЕКОНОМІЧНА ЧАСТИНА	79
4.1 Оцінювання наукового ефекту	79
4.2 Розрахунок витрат на здійснення науково-дослідної роботи	82
4.3 Оцінювання важливості та наукової значимості науково-дослідної роботи	95
4.4 Висновок	97

5 ОХОРОНА ПРАЦІ ТА БЕЗПЕКА В НАДЗВИЧАЙНИХ СИТУАЦІЯХ	98
5.1 Технічні рішення щодо безпечного виконання роботи.....	97
5.2 Технічні рішення з гігієни праці та виробничої санітарії	101
5.3 Безпека в надзвичайних ситуаціях	107
ВИСНОВКИ	112
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ	113
Додаток А (обов'язковий) Ілюстративна частина.....	117
Додаток Б (обов'язковий) Протокол перевірки магістерської кваліфікаційної роботи.....	121

ВСТУП

Орган зору – одне із головних аналізаторів організму, які забезпечують отримання найповнішої динамічної інформації (колір, форма, віддаленість та інших.) про світ. У процесі еволюції зір виокремилось як багатоступінчастий процес, що включає: отримання зображення в очі, виділення найважливішої інформації з нього, передачу цієї інформації в мозок, інтерпретацію зображення, виділення важливих ділянок об'єкта, наведення очей за допомогою моторних систем на ці ділянки та отримання різкого зображення, з'єднання зображень двох очей у єдиний образ, упізнання образу шляхом зіставлення із запасом інформації, що є у пам'яті, локалізація об'єктів та її деталей у просторі.

Таким чином, головна функція зору – пізнавальна: 90% інформації про навколишній світ людина отримує через зоровий аналізатор, що у 30 разів більше, ніж через слуховий аналізатор. З різноманітних ознак предметів та явищ навколишнього світу за допомогою зору відображаються такі якості та параметри як: колір, форму, величину, віддаленість, напрям, тілесність, спокій та рух.

Участь зору потрібна практично у всіх видах людської діяльності. Засвоєння навичок предметно-практичної, навчальної, трудової, побутової діяльності, просторового орієнтування здійснюється під зоровим контролем. Велика роль зору й у спілкуванні як особливому виді людської діяльності, зокрема й у мовному спілкуванні.

Тому втрата зору чи то часткова, чи повна призводить до значних складнощів забезпечення не тільки базових потреб людини, а й для соціалізації, психологічного та фізіологічного розвитку, пізнавальних можливостей, порушень особистісної сфери, поведінки та інших.

Навіть з постійним розвитком технологій та медицини, в наш час є такі захворювання, що можуть повністю позбавити людину зору, а найголовніше цей процес є незворотнім. Тому на сьогоднішній день важливим питанням в

сфері офтальмології та офтальмологічної техніки є питання діагностики захворювань ока, оскільки, чим раніше визначити порушення та патології ока, тим більша вірогідність повного або ж, хоча б, часткового збереження зору.

Одним із важливих завдань виявлення патологій ока є дослідження однорідності структури цього органу. Серед перших пристроїв, що дозволяли виявляти неоднорідності ока людини, були ручні офтальмоскопи. Сьогодні виділяють такі види офтальмоскопів: бінокулярні, лазерні, з лінзою Гольдмана, прямої і зворотної дії. Основними недоліками цих приладів є низька інформативність щодо структури досліджуваного об'єкта, вузький спектр патологій, які можливо виявити, висока ймовірність помилкових діагнозів на основі досліджень.

Актуальною на сьогодні є задача розроблення інтелектуальної системи при аналізі біомедичних зображень, яка дає можливість проводити діагностику, а також застосовувати нові принципи та методи, зокрема, для аналізу змін при різних патологіях ока.

Метою магістерської дипломної роботи є розробка інтелектуальної системи для діагностики структурних змін при патологіях ока. В якості прикладу роботи системи будуть взяті різні патології при такому захворюванні, як «глаукома», оскільки це одне з найпоширеніших захворювань очей й на сьогоднішній день у світі нараховується близько 70 млн. людей з таким діагнозом. Також особливістю цього захворювання є те, що людина, яка має ознаки та ризики, що призводять до розвитку глаукоми, може цього навіть не знати й мати високу гостроту зору. Саме завдяки діагностиці та різним методам обстеження можна визначити ризики, які можуть призвести до розвитку глаукоми й визначити певні групи диспансеризації, а вчасно призначене лікування допоможе призупинити процес втрати зору.

Для досягнення поставленої мети при проведенні теоретичних досліджень необхідно виконати такі завдання:

1. Проаналізувати патології ока при глаукомі, оцінити сучасний стан розвитку методів та засобів діагностики структурних змін ока.
2. Провести вибір оптимального варіанту інтелектуальної системи для діагностики змін при патології ока.
3. Розробити алгоритми обробки біомедичної зображень різних патологій.
4. Здійснити апаратно-програмну реалізацію системи для аналізу біомедичних зображень на основі діагностики різних патологій при глаукомі.

1 Оптична система ока та різновиди патологій при захворюванні глаукоми

1.1 Медичні дослідження структури ока для діагностики різних форм патологій

На сьогодні день, дослідження та вивчення захворювань очей є важливою галуззю медичних наук. Захворювання ока можуть виникати з різних причин, включаючи генетичні фактори, вплив навколишнього середовища, вікові зміни та інші. Лікарі та науковці активно вивчають ці аспекти для поліпшення діагностики, лікування та профілактики офтальмологічних захворювань.

Один з напрямків досліджень - розвиток нових технологій для діагностики захворювань очей. Сучасні апарати, такі як оптометричні прилади, тонометри, апарати для вивчення функцій сітківки та інші, дозволяють лікарям отримувати докладні та точні дані про стан зорової системи пацієнта.

Також, здійснюються дослідження щодо молекулярних та генетичних аспектів захворювань очей. Розуміння генетичних механізмів дозволяє лікарям ідентифікувати особливості схильності до конкретних захворювань та розробляти персоналізовані методи лікування.

Щодо актуальної літератури, існують численні наукові журнали та публікації, присвячені офтальмології, які відображають останні досягнення у цій галузі. Деякі з них включають "Journal of Ophthalmology", "Investigative Ophthalmology & Visual Science", "Survey of Ophthalmology" та інші. Ці журнали регулярно публікують результати досліджень, клінічні спостереження та обговорення новітніх тенденцій у лікуванні та діагностиці захворювань очей.

Загалом, дослідження в галузі офтальмології тривають, спрямовуючи зусилля на поліпшення методів діагностики та лікування, а також на розуміння основних механізмів виникнення захворювань очей.

Вивчення оптичної системи ока для діагностики патологій є важливим аспектом офтальмології. Оптична система ока включає в себе різноманітні структури, такі як рогівка, хрустка лінза, водянистий вологий середовище та сітківка, які взаємодіють для правильного фокусування світла на сітківці.

Для діагностики патологій ока використовують різні методи, орієнтовані на вивчення оптичних характеристик цих структур. Такі дослідження є критичними для розробки ефективних стратегій лікування та профілактики офтальмологічних захворювань.

1.1.1 Оптична система ока

Функціонально, та й конструктивно, око дуже нагадує пристрій, призначений для трансляції фото - або відео - зображення або передавальний блок телевізійної системи.

Із точки зору фізики, око являє собою оптичну систему, основними елементами якої є рогівка, кришталік і склисте тіло. У цій оптичній системі заломлюється світло, і в результаті на сітківці — світлочутливій поверхні очного дна — утворюється зменшене, дійсне, обернене зображення предмета.

Сітківка є світлочутливою оболонкою ока. Перш ніж зображення зовнішнього світу досягають мозку у вигляді зорової інформації, вони проєктуються на сітківку. Це явище можна порівняти з фотокамерою: сітківка є плівкою, а рефракційна система ока, точніше, кришталік і рогівка, формує фокусує об'єкт.

Рогівка відіграє значно важливішу роль у рефракції (заломленні) світла та його фокусуванні, ніж кришталік. Але поділ світла рогівкою носить стабільний характер, тоді як кришталік пристосовується, змінюючи заломлюючу силу в залежності від зміни відстані між спостерігачем і об'єктом.

Фібозна оболонка, являє собою складну структуру, що складається з непрозорого шару - склери, яка оточує більшу частину поверхні очного яблука і передньої прозорої області, званої рогівкою. Стосовно іншої частини сферичної поверхні склери рогівка трохи "піднята" над нею і має менший радіус кривизни, порядку 8 мм, в той час як аналогічний параметр у склери - близько 12 мм.

Судинна оболонка "розділена" на три частини. Власне судинна оболонка займає найбільший обсяг і вистилає зсередини приблизно 2/3 склери. У своїй передній частині вона межує і переходить в порівняно більш товсте, циліарне тіло. По центру, на рівні переходу склери в рогівку, судинна оболонка переходить у райдужну (скорочено "райдужка"). Райдужка становить собою круглу мембрану з отвором по центру, оточену внутрішньоочною рідиною. Дві різні м'язи райдужної оболонки, відповідно розширюють і звужують зіницю. Внутрішня оболонка очного яблука називається сітківка і являє собою тонку плівку, яка вистилає всю судинну оболонку, починаючи з "далекого", внутрішнього полюса яблука і до кордону війкового тіла. Завдяки ресничній оболонці стає можливим формування зображення і подальше його перетворення і трансляція в мозок у вигляді послідовності нервових імпульсів.

1.1.2. Помилки фокусування

Для того, щоб зображення було точно у фокусі на сітківці (а не попереду або позаду неї), сила заломлення оптичної системи та довжина ока від рогівки до сітківки повинні відповідати один одному (рис 1.1). Подібна відповідність гарантується комплексною системою контролю, що розвивається під час зростання ока. Тільки бачить око може розвиватися таким чином, щоб зображення мало правильне розташування. На жаль, довжина ока не завжди відповідає силі заломлення рогівки та оптичної системи кришталика. Якщо око занадто короткий, то сітківці з'являється змащене зображення (рис 1.2). Теоретично об'єкт, що розглядається, фокусується позаду ока. Оскільки розмитість зображення зменшується з віддаленістю об'єкта, такий стан

називається далекозорістю, тобто. ці пацієнти можуть краще бачити (без окулярів) предмети, коли вони знаходяться на відстані, ніж коли вони наближені до оку.

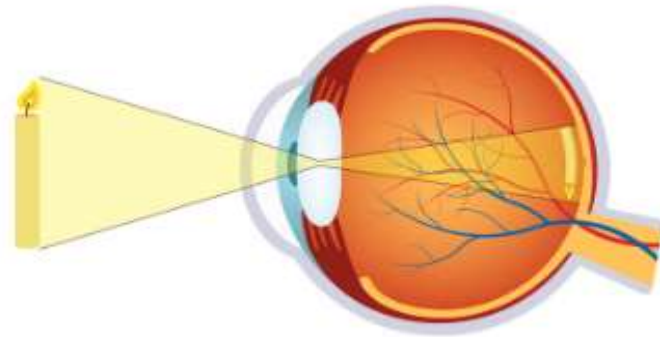


Рисунок 1.1 – В еметропічних очах зовнішній світ точно фокусується на сітківку

Якщо довжина ока занадто велика щодо сили заломлення, зображення на сітківці знову ж таки виглядає нечітким (рис 1.3). За такої умови фокус зображення знаходиться перед сітківкою. У цьому випадку, якщо дивитися на об'єкти поблизу, розмитість зменшується. Подібний стан називається короткозорістю, тому що пацієнт краще бачить (без окулярів) близько розташовані об'єкти, ніж віддалені.

Еметропія – це термін для позначення нормального зору [Gr. emmetros: точну кількість; Gr. oros: вигляд]. Далекозорість називається гіперопією або гіперметропією [Gr. metron: кількість; Gr. hypermetron: надмірна кількість], тоді як короткозорість називається міопією [Gr. myein: заплющувати очі]. Термін «міопія» з'явився через те, що короткозорі люди бачать трохи краще, коли трохи примружують очі, і в ті часи, коли окуляри ще не були винайдені, короткозорим людям часто доводилося примружуватися.

В еметропічному (нормально-заломлюючому) оку вхідні промені світла фокусується за допомогою рогівки та кришталика на сітківці, формуючи при

цьому чітке зображення, яке потім передається у головний мозок. Кришталік є еластичною структурою, що найбільше виражено у молодих людей. Під час акомодатії циліарна м'яз надає кришталіку форми для правильного фокусування зображення. Аномалії рефракції перешкоджають нормальному фокусуванню.

При гіперметропії, або далекозорості, точка фокусу розташовується за сітківкою через занадто плоску рогівку або занадто коротке ПЗВ – передньозадня вісь ока. У дорослих при цьому об'єкти стають розпливчастими і вдалині, і поблизу. У дитячому та юному віці помірна гіперметропія зазвичай компенсується акомодатцією. Для корекції гіперметропії використовують опуклі (плюсові) лінзи.

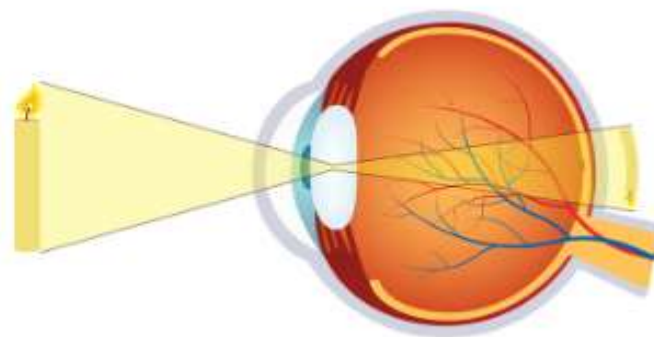


Рисунок 1.2 – Гіперметропічне око занадто коротке, і теоретично зображення буде виразним (у фокусі) за сітківкою.

При міопії (близорукості) точка фокусування знаходиться перед сітківкою ока через надто велику кривизну рогівки, надто довгу передньо-задню осю ока (ПЗВ) або поєднання цих факторів. При цьому виді аномалії погіршується зір вдалину, але близькі об'єкти видно чітко. Для корекції міопії використовують увігнуті (мінусові) лінзи. Міопія у дітей зазвичай збільшується з віком, доки дитина не перестане рости.

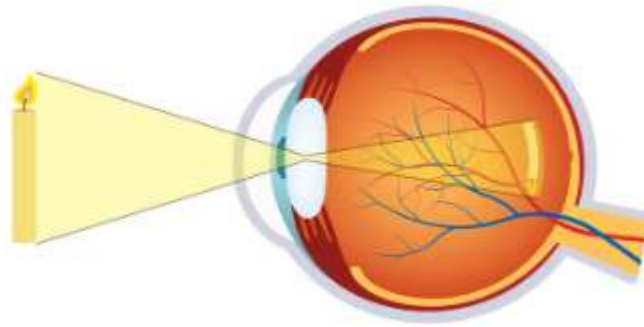


Рисунок 1.3 – Міопічне око занадто довге, і теоретично зображення буде виразним (у фокусі) перед сітківкою.

Пресбіюпія

Як згадувалося вище, людський кришталік здатний змінювати силу свого заломлення відповідно до різних відстаней до об'єкта спостереження. Цей процес називається акомодациєю.

У фотокамерах подібне регулювання досягається зміною фокусної відстані лінзи. Деякі тварини мають здатність переміщати кришталік в очах на кшталт лінзи у фотокамері. В оці людини акомодация (фокусування) відбувається шляхом зміни форми кришталіка. Кришталік має природну еластичність і має тенденцію до прийняття округлої форми. Цьому протидіє напруга зонулярних волокон підтримуючого апарату ока, що робить кришталік еліптичним. Коли зонулярні волокна розслаблені, кришталік стає округлішим і, відповідно, потовщеним. Ступінь напруги зонулярних волокон у свою чергу залежить від кільцеподібного циліарного м'яза, до якого ці волокна кріпляться.

Коли об'єкт, що розглядається, розташований близько, війний м'яз скорочується, зонулярні волокна розслабляються, і кришталік стає більш округлим, збільшуючи свою заломлюючу силу. З віком кришталік частково втрачає свою еластичність, і здатність до акомодациї знижується; таким чином,

розвивається вікова далекозорість, яка називається пресбіопією [Gr. prespys: старий].

Астигматизм (рогівкова деформація)

Астигматизм представляє собою розповсюджену відхиленість в оптичному стані ока, яка виникає через аномалії у формі рогівки або кришталика. Здорові рогівка та кришталик мають сферичну форму, дозволяючи точно фокусувати світлові промені на сітківці для чіткого бачення. У випадку астигматизму ці оптичні структури набувають неправильної форми, що призводить до того, що світлові промені фокусуються на різних площинах.

Для визначення астигматизму застосовуються різні методи діагностики. Кератотопографія, яка вимірює кривизну рогівки, і рефрактометрія, яка визначає параметри для корекції зору, грають ключову роль у встановленні характеристик цього відхилення. Астигматизм класифікується в залежності від осей та сил. Простий астигматизм характеризується неправильною формою лише одного меридіану, складний — обох, а змішаний включає як гіперметропічні, так і міопічні меридіани.

Симптоми астигматизму можуть виявлятися в розмитості та нечіткості зору на різних відстанях. Люди із значним астигматизмом можуть скаржитися на головні болі, втомленість очей та подвійне бачення. Застосування окулярів або контактних лінз із спеціальною астигматичною корекцією може вирішити ці проблеми. Однак хірургічні методи, такі як LASIK, можуть надати довгострокову корекцію, змінюючи форму рогівки.

Ризики та ускладнення, пов'язані з астигматизмом, включають постопераційну нестійкість та розвиток кератоконусу — прогресуючої деформації рогівки. Ці аспекти підкреслюють важливість ретельного моніторингу та догляду за пацієнтами, що пройшли корекцію астигматизму.

Профілактика астигматизму включає регулярні офтальмологічні обстеження для виявлення аномалій та вчасного вирішення проблем. Це

дозволяє лікарям вчасно діагностувати та лікувати астигматизм, забезпечуючи збереження та відновлення якості зору у пацієнтів. Розуміння всіх аспектів астигматизму є важливим для успішної діагностики, лікування та подальшого управління цим станом.

Рефракція

Заломлююча сила ока також називається рефракцією [Lat. refringere: розпадатися на частини), а рефрактометрія - це термін, який використовується для її вимірювання. Рефракційна сила кришталика і всієї оптичної системи ока вимірюється в діоптріях. Якщо оптична система фокусує промені, що паралельно падають, у точку, розташовану на відстані 1 м, це відповідає силі заломлення в 1 дптр. Якщо фокусування паралельних променів відбувається на відстані 50 см, сила заломлення становить 2 дптр, 25 см - 4 дптр і т.д. Лінза, яка не фокусує промені світла, а швидше розгортає їх, ніби вони приходять з точки фокусування позаду лінзи, має негативне діоптрійне значення.

Оптична щільність різних середовищ визначається їхньою здатністю впливати на швидкість світла. Закон рефракції, сформульований великим фізиком Снеліусом, встановлює зв'язок між кутом падіння і кутом відбиття або преломлення світлового променя при переході з одного середовища в інше.

Рефракція важлива для зорового процесу в оці. Оптична система ока, яка включає рогівку та кришталик, фокусує світлові промені на сітківці. Рогівка відповідає за основний процес рефракції, адже вона є першою оптично активною структурою, з якою стикається світло, увіходячи в око. Кришталик, розташований за зіницею, також грає роль у зміні фокусної відстані зору на різні відстані.

Окулярна рефракція — це властивість ока фокусувати світло так, щоб образ утворювався на сітківці, забезпечуючи ясний та чіткий зір. Аметропії, такі як міопія, гіперметропія та астигматизм, пов'язані із порушеннями цього процесу.

Лікарі-офтальмологи використовують поняття рефракції для визначення відхилень в зорі та розробки методів корекції. Оптичні лінзи, включаючи окуляри та контактні лінзи, впливають на рефракцію світлових променів для корекції аметропій та поліпшення зорової якості.

Без рефракції, правильне фокусування світла на сітківці було б неможливим, що призвело б до розмитості та відсутності чіткості в сприйнятті зорового образу. Знання процесу рефракції є ключовим у розумінні оптичних аспектів зору та визначенні оптимальних методів корекції для покращення якості зору у пацієнтів.

Можливості корекції

Корекція помилок рефракції зору є важливою складовою оптичного лікування для поліпшення якості зору та виправлення аметропій, таких як міопія, гіперметропія, астигматизм та пресбіопія. Існує кілька ефективних методів корекції, кожен з яких має свої переваги та обмеження.

Відомим методом, що доказав свою ефективність, є очкова корекція. Технологія зробила величезний прогрес у цій галузі: завдяки новим матеріалам сучасні окуляри набагато легші і тонші, ніж будь-коли раніше. Додаткова корекція для близької відстані проста і додається у звичайні лінзи очей практично непомітно. Крім того, окуляри забезпечують механічний захист від пошкоджень ока і, особливо при використанні спеціальних лінз, захищають від ультрафіолетового випромінювання.

Окуляри є одним із найпоширеніших і доступних методів корекції помилок рефракції. Вони можуть бути однозоровими або багатозоровими, використовувати різні типи лінз для корекції різних аметропій. Багатозорові окуляри часто використовуються для корекції пресбіопії, де око втрачає здатність фокусування на близькі об'єкти з віком.

Контактні лінзи є альтернативою окулярам та можуть бути використані для корекції різних аметропій, включаючи астигматизм. Тверді та м'які контактні лінзи доступні для вибору в залежності від індивідуальних потреб та зручності.

Лазерна корекція зору, така як LASIK (лазерна епітеліальна кератопластика) та PRK (фоторефрактивна кератектомія), є ефективними методами для виправлення рефракційних помилок. Ці процедури використовують лазер для моделювання рогівки, щоб поліпшити фокусування світла та виправити аметропії. LASIK є популярним вибором завдяки швидкому одужанню та мінімальному дискомфорту.

Факічна лінза - це метод, при якому природний кришталик ока може бути замінений імплантованою лінзою. Цей метод є особливо ефективним для людей, які мають високий ступінь міопії або гіперметропії.

Інші методи, такі як Ortho-K (ортокератологія), використовують спеціальні контактні лінзи, які носяться вночі для тимчасової моделювання рогівки і корекції аметропій протягом дня.

Хірургічна корекція кришталика, заміна кришталика, є ще одним варіантом для людей, які бажають назавжди позбутися аметропій.

Пресбіопічні методи включають в себе біфокальні та прогресивні окуляри для корекції пресбіопії, що зазвичай виникає з віком та втратою гнучкості кришталика.

Вибір методу корекції зору повинен бути індивідуалізованим і здійснюватися під контролем кваліфікованого лікаря-офтальмолога. Врахування особистих вподобань пацієнта, ступеню вираженості аметропії та стану зорової системи є ключовими факторами при виборі оптимального методу корекції.

1.2 Глаукома та її класифікація

Термін «глаукома» охоплює велику кількість захворювань. На жаль, він не завжди має той самий сенс, що може збентежити того, хто вперше з ним стикається. У деяких європейських виданнях під глаукомою розуміють групу захворювань, що мають одну і ту ж ознаку: високий внутрішньоочний тиск (ВОТ). У низці англomовних країн термін «глаукома» об'єднує ті стани, коли є специфічне поразка зорового нерва і відповідне зниження зорових функцій людини.

У повсякденній офтальмологічній практиці прийнято застосовувати термін «глаукома» до всіх пацієнтів, які мають підвищений внутрішньоочний тиск незалежно від наявності ураження зорового нерва, а також до всіх пацієнтів, які мають це ураження незалежно від рівня ВОТ.

Термін «глаукома» спочатку походить від давньогрецького слова *glaukos*, що означає «сіро-синій». На жаль, нам невідомо чому і коли вперше з'явилася ця назва.

Для того, щоб зрозуміти характер цього захворювання, важливо розрізнити фактори ризику, які можуть призвести до глаукомної поразки та її прогресування, і власне глаукомне ураження.

Як простий приклад з іншої галузі медицини можна розглянути серцевий напад (інфаркт міокарда). Це поширене серцево-судинне захворювання спричинене зниженням кровотоку за коронарними артеріями, що призводить до загибелі клітин серцевого м'яза. Як відомо, деякі фактори ризику збільшують ймовірність серцевого нападу, наприклад куріння, підвищений рівень ліпідів у крові, підвищений артеріальний тиск тощо. Так само як і в прикладі з серцевим приступом, при глаукомі важливо розрізнити безпосередньо ушкодження, а саме втрату нервових клітин, і фактори ризику, що сприяють подібному пошкодженню. Серед цих факторів ризику основним є підвищений ВОТ, проте, наприклад, ним може бути знижений артеріальний тиск.

1.2.1. Глаукомне ураження

Акт бачення (зору) відбувається в кілька етапів: світло потрапляє в око, сітківка перетворює це світло на електричні нервові імпульси, які мозок потім обробляє. Світло поглинається зоровими рецепторами сітківки - паличками та колбочками, і інформація передається до гангліозних клітин сітківки та їх відростків (аксонів). Вся ця зорова інформація у вигляді нервового імпульсу пересилається зоровим нервом до області мозку, званої зоровою зоною кори головного мозку. Аксони гангліозних клітин сітківки збираються в диску зорового нерва (також званому соском зорового нерва), де починається зоровий нерв (nervus opticus). Зоровий нерв з'єднує око з мозком (рис 1.4 та 1.5). Диск зорового нерва позбавлений зорових рецепторів і містить лише аксони. Таким чином, ця маленька ділянка сітківки не має здатності «бачити» і є фізіологічною сліпою плямою. Ця маленька сфера відсутності інформації практично непомітна, оскільки до певної міри мозок компенсує відсутню частину повної картини. Однак патологічні сліпі плями можуть бути виявлені під час дослідження полів зору.

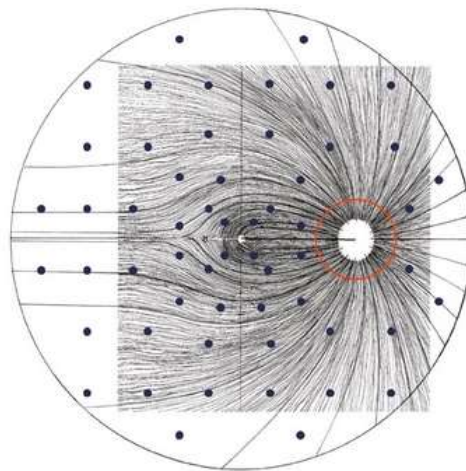


Рисунок 1.4 – Нервові волокна в сітківці

При глаукомі нервові клітини та нервові волокна з часом гинуть. Внаслідок цього поступово порушується зв'язок між оком і мозком, такий необхідний для акту зору. Око все ще «бачить» світло, бо палички та колбочки

все ще працюють, проте передача зорової інформації до мозку переривається. У цьому полягає суть глаукомного ураження.

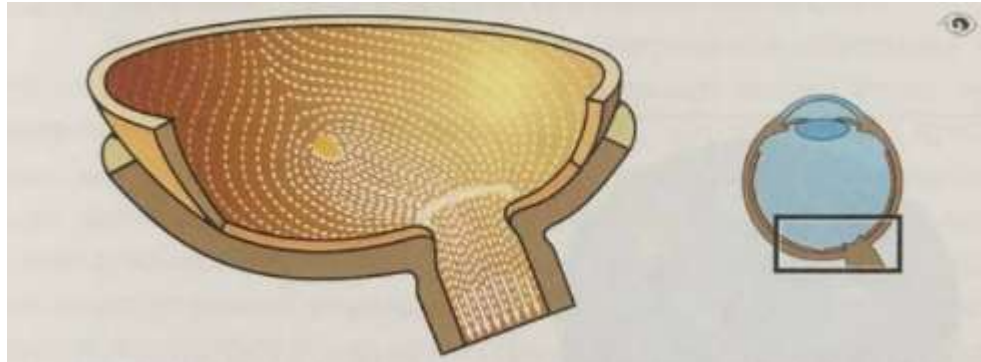


Рисунок 1.5 – Нервові волокна виходять з сітківки через область диска зорового нерва, зливаючись та формуючи зоровий нерв

Втрата нервових волокон особливо помітна у зоні диска зорового нерва. Офтальмолог, використовуючи необхідне обладнання, може безпосередньо визначити цей стан і оцінити ступінь поразки.

На рисунку 1.6 показаний диск зорового нерва здорового ока, тоді як рисунку 1.7 - диск із помітним глаукомним ураженням. Чітко проглядається округле втискання у центрі диска зорового нерва зона загинувших нервових волокон. У офтальмології цей феномен зветься екскавація [Lat. *cavum*: западина).

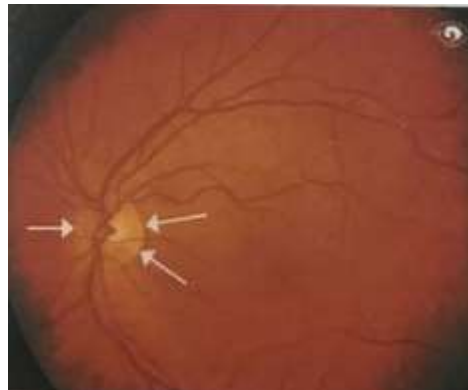


Рисунок 1.6 – Задній відділ ока (очне дно). Вигляд незміненого здорового диску зорового нерва

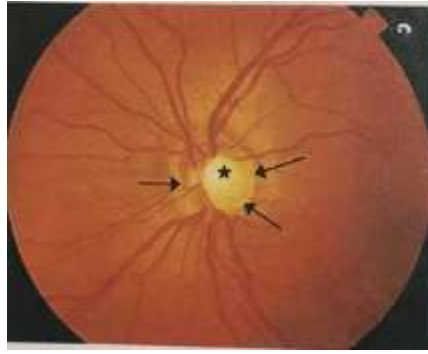


Рисунок 1.7 – Задній відділ ока (очне дно). Вигляд екскавації диска зорового нерва

Ураження зорового нерва при глаукомі виникає через підвищений внутрішній тиск в оці, який негативно впливає на нервові структури та мікроциркуляцію в зоні зорового нерва. Основні моменти ураження зорового нерва при глаукомі включають:

Підвищений внутрішній тиск: виникає через нерівновагу між виробленням та відведенням гуморальної води в оці. Це може стати результатом блокування або обмеження відведення цієї рідини, що призводить до її накопичення та підвищення тиску в оці.

Механічний стрес на зоровий нерв: під впливом підвищеного тиску внутрішньоочного середовища відбувається механічний стрес на оптичний диск, який є початковим відділенням зорового нерва. Це місце входження нервових волокон в око.

Порушення кровопостачання: збільшений тиск може порушити нормальну мікроциркуляцію та кровопостачання в зоні зорового нерва. Нервові клітини потребують достатнього живлення та кисню, і порушення кровопостачання може призвести до гіпоксії (недостатньої кількості кисню) та дегенерації.

Атрофія та втрата нервових волокон: довготривалий вплив підвищеного тиску внутрішньоочного тиску може викликати поступову атрофію нервових волокон, які складають зоровий нерв. Атрофія полягає у втраті об'єму тканини та зменшенні кількості функціональних клітин.

Глаукоматозна атрофія: процес ураження зорового нерва при глаукомі часто описується як глаукоматозна атрофія, що вказує на атрофію, що розвивається внаслідок цього захворювання.

Формування дефектів у полі зору: поступова атрофія та втрата нервових волокон призводить до формування дефектів у полі зору. Пацієнти можуть помічати тунельне видіння, коли зменшується периферійний зір, а центральна частина поля зору залишається відносно неушкодженою.

Усі ці процеси відбуваються поступово, і пацієнт може не відчувати суттєвих симптомів на ранніх етапах глаукоми. Тому важливо регулярно проходити офтальмологічні обстеження для виявлення глаукоми на ранніх стадіях і уникнення прогресії ураження зорового нерва.

Крім пошкодження нервових волокон, існують інші зміни зорового нерва, про які буде сказано далі.

1.2.2. Наслідки ураження

На ранніх стадіях захворювання, коли відбувається загибель перших нервових клітин та нервових волокон, зорові функції, як правило, не знижуються. У міру того, як захворювання прогресує, у зорі пацієнта виникають дедалі більші дефекти. Ці дефекти можуть бути виявлені офтальмологом на ранніх етапах захворювання, тоді як сам пацієнт їх не помічає. Це робить глаукому досить небезпечним та підступним захворюванням: пацієнт починає помічати звуження полів зору лише тоді, коли хвороба перебуває вже у розвиненій стадії. На ранніх етапах захворювання гострота зору залишається високою, і навіть при значному звуженні полів зору вона може бути досі дорівнює 1,0. Це створює почуття хибної безпеки.

Щоб проілюструвати це твердження, звернемося до рисунків. На малюнку 1.8 показано, як здорова людина бачить навколишні предмети. Рисунки 1.9, 1.10 дають зразкове уявлення про те, як виглядає та сама картина у пацієнта, який страждає на глаукому з помірним ураженням сітківки. Однак це лише приблизна ілюстрація того, як пацієнт із глаукомою бачить на ранній

стадії хвороби. Подібно до того, як здорова людина не помічає фізіологічну сліпу пляму, пацієнт з глаукомою не помічає збільшується кількість і розмір патологічних сліпих плям (званих худобами), які викликані прогресуючою загибеллю нервових клітин. Причина цього полягає у здатності мозку так чи інакше компенсувати відсутні елементи у зображенні. Суб'єктивно зір уявляється незмінним, тоді як об'єктивно воно порушено. У зв'язку з цим діагностику глаукоми не можна відкладати до моменту початку скарг пацієнта на зниження зору. Раннє виявлення захворювання є основною запорукою успіху. Якщо офтальмологічне обстеження проведено вчасно і необхідну терапію розпочато якомога раніше, то зниження зору та його втрата, як правило, може бути запобігання.



Рисунок 1.8 – Зображення, яке бачить здорова людина



Рисунок 1.9 – Зображення, яке бачить людина з початковим глаукомним ураженням



Рисунок 1.10 – Зображення, яке бачить людина з розвиненою стадією глаукоми. Деякі пташки випадають з поля зору, але сам пацієнт цього не помічає

1.2.3. Фактори ризику при розвитку глаукоми

Існує кілька факторів ризику, які можуть збільшити ймовірність виникнення глаукоми у людини. Детальне розуміння цих факторів може сприяти вчасній діагностиці та управлінню захворюванням.

1. Вік:

Ризик розвитку глаукоми зростає із віком. Після 40 років відзначається певне збільшення ймовірності, і цей ризик подальше зростає з кожним роком життя. Глаукома частіше виявляється у людей старше 60 років.

2. Спадковість:

Генетичні чинники відіграють важливу роль у розвитку глаукоми. Якщо у членів сім'ї були випадки глаукоми, ризик її розвитку збільшується для інших членів родини. Спадковість може визначати індивідуальну схильність до підвищення внутрішньоочного тиску.

3. Етнічність:

Різні етнічні групи мають різний ризик глаукоми. Наприклад, афроамериканці та іспаномовні особи, зокрема іспанці, мають вищий ризик розвитку глаукоми, і частіше стикаються з більш раннім і важким перебігом захворювання.

4. Очний тиск:

Підвищений внутрішній тиск в оці (інтраокулярний тиск) є одним із основних факторів ризику для глаукоми. Проте глаукома може розвиватися й при нормальному тиску.

5. Міопія:

Люди з міопією (короткозорістю) мають підвищений ризик розвитку глаукоми. Механізм цього зв'язку не повністю з'ясований, але міопія може впливати на структури ока та зоровий нерв.

6. Системні захворювання:

Деякі системні захворювання, такі як діабет, артеріальна гіпертензія, атеросклероз та інші серцево-судинні захворювання, можуть впливати на розвиток глаукоми.

7. Травми та хірургічні втручання:

Травматичні ушкодження очей або хірургічні втручання (наприклад, відшарування сітківки) можуть сприяти розвитку глаукоми.

8. Використання стероїдів:

Довготривала та інтенсивна терапія стероїдними препаратами, особливо у формі крапель для очей, може збільшити ризик глаукоми.

9. Аномалії будови ока:

Аномалії будови ока, такі як вужчий кут передньої камери, можуть створювати умови для розвитку закритокутової форми глаукоми.

10. Порушення кровопостачання в оці:

Проблеми з кровопостачанням до ока, такі як артеріальна гіпертензія, можуть впливати на здоров'я зорового нерва.

Пізнання цих факторів ризику є ключовим для регулярних офтальмологічних обстежень та вчасної діагностики глаукоми, щоб уникнути прогресування хвороби та зберегти зір.

1.2.4. Форми захворювання

Розрізняють дві основні форми глаукоми, що мають свої особливості:

Відкритокутова (рис 1.11) - зустрічається в 90% випадків і характеризується відкритим (широким) райдужно-рогівковим кутом, але з розладом його функціонування, може відбуватися підвищення тиску. При відкритокутій формі симптоматичні ознаки ніяк не виявляються, тому зменшення радіусу поля зору відбувається непомітно, може тривати до двох-

трьох років. Рідше пацієнти скаржаться на туманну пелену перед очима чи кольорові плями, що виникають при погляді яскраве джерело світла. Людина може випадково виявити, що одне око бачить лише частково. Іноді з'являються ознаки втоми при напруженій зоровій роботі.

Однією з ключових характеристик відкритокутової глаукоми є порушення відтікання водянистої вологи, яка заповнює передню та задню камери очного яблука. Це може відбуватися через блокування трабекулярної сітки - мережі венозних капілярів, що відповідає за відведення водянистої вологи. Імбаланс між виробництвом та відведенням цієї рідини призводить до збільшення внутрішньоочного тиску.

На ранніх етапах відкритокутової глаукоми може не бути виражених симптомів, і це ставить під загрозу вчасну діагностику та лікування. З часом пацієнти можуть відзначити втрату периферійного зору, туман перед очима, біль та червоніння очей, а також головний біль. Для діагностики лікар використовує різноманітні методи, такі як вимір внутрішньоочного тиску, офтальмоскопія для огляду зорового нерва, периметрія для визначення областей втрати зору.

Лікування відкритокутової глаукоми спрямоване на зниження внутрішньоочного тиску, і включає в себе застосування лікарських препаратів, які полегшують відтік водянистої вологи. Лазерна терапія може бути також використана для розширення відтікання, а в окремих випадках може знадобитися хірургічне втручання для відновлення нормального відтікання водянистої вологи.



Рисунок 1.11 – Шлях внутрішньоочної рідини при відкритокутовій глаукомі

Закритокутова (рис 1.12) – зустрічається рідко, переважно у людей, які страждають на далекозорість після 35-ти років. Відзначається різке підвищення ВГД, що призводить до розвитку характерних симптомів: гострий біль у ураженому оці, мігрень, гіперемія очного яблука, набряклість, зниження зору, аж до повної втрати, зіниця розширюється і не реагує на світло. Іноді виникає оптичний феномен – при погляді на джерело світла пацієнт бачить навколо ореол (кільце, що світиться).



Рисунок 1.12 – Шлях рідини при закритокутовій глаукомі

Закритокутова форма, як правило, протікає гостро. Гострі напади можуть спричинити різку втрату зору. Гостру форму глаукоми може визначити медпрацівник середнього рівня.

Ознакою цього захворювання є почервоніння білка ока, розширена зіниця, що не реагує на світло, змінений колір райдужної оболонки. Гостра форма характеризується зеленуватим відтінком райдужки (рис 1.13).



Рисунок 1.13 – Гостра форма глаукоми

1.2.5. Діагностика глаукоми

Враховуючи інформацію, яка була описана вище можна зробити висновок, що. Сучасні технології та прилади дозволяють лікарям ефективно проводити глаукома це захворювання, яке може призводити до поступової втрати зору й дуже часто пацієнти можуть не мати відповідних симптомів чи скарг, але хвороба вже буде прогресувати, тому вчасна діагностика відіграє важливу роль у її лікуванні та контролю процесу розвитку діагностику глаукоми, виявляти її на ранніх стадіях і надавати вчасне лікування для збереження зору пацієнтів.

Одним із ключових методів діагностики глаукоми є вимір внутрішньоочного тиску (ВОТ). Для цього використовують тонометри – прилади, які визначають тиск всередині очей. Сучасні автоматичні тонометри дозволяють отримати точні та надійні результати без контакту з оком, зменшуючи дискомфорт для пацієнта.

Насьогоднішній день в комплекс комп'ютерної діагностики зору обов'язково входить таке обстеження як вимірювання внутрішньо очного тиску – пневмотонометрія.

Внутрішньоочний тиск або офтальмотонус створюється водянистою вологою, яка виникає шляхом фільтрації рідкої частини крові. Волога проникає із задньої камери ока в передню через зіницю, омиваючи при цьому кришталик і рогівку. Далі вона відтікає через кут передньої камери назад в судини. Тобто, внутрішньоочний тиск створюється правильним балансом між рідиною, яка утворюється в середині ока, і її відтоком. При цьому в наших очах підтримується відносно стабільний тонус, який в свою чергу забезпечує правильну життєдіяльність зорової системи, а також адекватний рівень мікроциркуляції та метаболізму в тканинах ока.

Офтальмолог може провести вимірювання внутрішньо очного тиску двома різними методами. Перший з них – метод Маклакова, названий на честь російського офтальмолога Олексія Миколайовича Маклакова, засновника Московської офтальмологічної школи, який вперше виміряв внутрішньо очний тиск людини. Цей метод є контактним (рис 1.14)



Рисунок 1.14 – Офтальмотонометрія ВОТ по Маклакову

Інший метод – безконтактний. Він проводиться з допомогою спеціального приладу – пневмотонометра (рис 1.15). Пацієнт фіксує голову на підставці і дивиться прямо, не зажмурюючись. Прилад направляє на око чітко дозований струмінь повітря з певною швидкістю. По швидкості реакції повітря з рогівкою прилад вираховує внутрішньо очний тиск. Процедура

безболісна. Основні переваги – безконтактність і відсутність травматизму для рогівки.



Рисунок 1.15 – Безконтактний пневмотонометр HUVITZ HNT-1P (з пахіметрією та візуалізацією КПК)

Сучасний комп'ютерний тонометр автоматично визначає помилкові дані, наприклад, коли око моргнуло, позначаючи ці дані в дужках. Прилад відзначається високою точністю і стабільністю отриманих даних, які не залежать від зовнішніх факторів. М'який струмінь повітря робить процес вимірювання більш комфортним для пацієнта.

Маючи дані внутрішньоочного тиску, офтальмолог може робити припущення відносно наявності певної патології. Нормою здорового ока рахується тиск від 10 до 25 мм рт. ст. Якщо збільшується продукція рідини або утруднюється її відтік, то внутрішньо очний тиск підвищується. Від цього потерпає зоровий нерв, відмирають нервові волокна, з'являються характерні дефекти поля зору і поступово розвивається сліпота. Це захворювання називається глаукомою. При підвищеному очному тиску присутні часті головні болі в області скронь, надлобних дугах.

Периметрія – це метод, який дозволяє оцінити поле зору пацієнта. Автоматизовані периметри використовуються для виявлення втрати периферійного зору, яка є типовою для глаукоми. Сучасні прилади

використовують комп'ютерне програмне забезпечення для точного визначення меж видимості та виявлення втрати чутливості в окремих областях поля зору.

Октометрия – це метод, який дозволяє визначити товщину нервової волокнистої шару сітківки, який постраждає від глаукоми. Оптичні когерентні томографи (ОСТ) використовуються для проведення цього дослідження. Ці прилади використовують лазерне випромінювання для створення високороздільного зображення структур ока та дозволяють лікарям докладно аналізувати стан нервової тканини.

Генетичні тести також можуть використовуватися для виявлення осіб, які мають підвищений генетичний ризик розвитку глаукоми. Це дозволяє вжити профілактичних заходів та регулярно відстежувати стан очей високоризикових пацієнтів.

Усі ці методи і прилади разом створюють комплексний підхід до діагностики глаукоми, дозволяючи лікарям отримувати докладну інформацію про стан очей пацієнта та вчасно виявляти ознаки захворювання. Важливо визначити глаукому на ранніх стадіях, коли лікування є більш ефективним, та забезпечити найвищий рівень офтальмологічної догляду для збереження зору. Понижений очний тиск також представляє загрозу для здоров'я очей. Його причинами можуть бути травми, відшарування сітківки або судинної оболонки, патологія розвитку очного яблука чи ускладнення після хірургії. Зниження очного тиску більше місяця може призвести до загибелі ока, його атрофії і зморщування.

1.2.6. Лікування глаукоми

Патологічні зміни при глаукомі є незворотними, тому всі методики лікування глаукоми спрямовані на нормалізацію ВОТ, тобто перешкоду прогресуванню захворювання та втраті зору.

Сучасні методи лікування глаукоми поділяються на 3 основні типи, це медикаментозні, хірургічні та лікування лазером.

Медикаментозне

Консервативне (медикаментозне) лікування глаукоми – використання спеціальних очних крапель. Тип препарату призначає лікар, спираючись на результати офтальмологічної діагностики та індивідуальні особливості здоров'я пацієнта. Призначення антиглаукоматозних крапель – нормалізація та контроль внутрішньоочного тиску.

Лікування глаукоми медикаментозно особливо ефективно на ранніх стадіях захворювання. Воно допомагає пацієнтові уповільнити або зупинити розвиток патологічних змін і зберегти зір.

Лікування глаукоми лазером

Лазерні операції на очах при глаукомі показують високу ефективність та дають тривалий ефект. Методи лікування глаукоми із застосуванням лазерної хірургії:

- СЛТ (селективна лазерна трабекулопластика) – малотравматичний спосіб дренажування, що дозволяє знизити внутрішньоочний тиск. Враховуючи точну спрямованість лазерного випромінювання та безпеку операції для тканин поза операційною ділянкою, СЛТ може бути проведено повторно без шкоди для здоров'я органів зору.

- LPI (лазерна периферична іридотомія) – проводиться при лікуванні глаукоми закритокутової для нормалізації перерозподілу внутрішньоочної рідини.

- Циклофотокоагуляція – метод, спрямований на зниження ВОО за рахунок зниження об'єму внутрішньоочної рідини. У даному випадку проводиться часткова деструкція циліарного тіла, що продукує внутрішньоочну рідину. Лазерна циклофотокоагуляція показана в тому випадку, якщо медикаментозна терапія та інші види лазерної та консервативної хірургії виявилися неефективними, якщо у пацієнта є протипоказання до інших видів хірургічного лікування.

Антиглаукомна терапія

Лікування глаукоми хірургічним шляхом проводиться у тому випадку, коли медикаментозне та лазерне лікування не дає потрібного результату або недоцільно при наявних показаннях.

Трабекулотомія – найпоширеніший вид хірургічного втручання, який застосовується при відкритокутовій глаукомі. Операція проводиться амбулаторно із застосуванням місцевої анестезії. У ході операції в дренажній системі органу зору виконується додатковий отвір (клапан), через який відбувається відтік внутрішньоочної рідини від склери під кон'юнктиву. У більшості пацієнтів після трабекулотомії відновлюється внутрішньоочний тиск та потреба у застосуванні антиглаукоматозних крапель зникає. В окремих випадках операція значно покращує стан органів зору та реакцію очей на прийом антиглаукоматозних очних крапель.

Імплантація системи дренажу з клапаном проводиться також з метою відведення внутрішньоочної рідини і зниження ВОТ. Після операції пацієнту необхідно протягом місяця обмежити будь-які фізичні та зорові навантаження.

1.3. Види патологій при глаукомі та способи їх діагностики

1.3.1 Патології при глаукомі

Як вже розглядали раніше, патології пов'язані з глаукомою, включають різноманітні зміни, які відбуваються в структурах ока під впливом підвищеного внутрішньоочного тиску.

Основна патологія при глаукомі - це пошкодження зорового нерва. Збільшений внутрішній тиск в оці може призводити до стиснення та атрофії нервових волокон, що складають зоровий нерв. Це процес може бути поступовим, і на початкових стадіях може навіть не супроводжуватися відчутними симптомами.

Також під впливом підвищеного тиску може відбуватися розтягування та розміщення рогівкового сліду. Це може призвести до змін у фізичних властивостях рогівки та порушення відведення гуморальної води.

Підвищений тиск може порушити нормальну мікроциркуляцію в зоні зорового нерва та ретини. Недостатнє кровопостачання може призводити до гіпоксії та атрофії нервових тканин.

Враховуючи, що в цій роботі буде описана система обробки медичних зображень для діагностики патологій, розглянемо можливі патології саме при ураженні зорового нерва (рис 1.16).

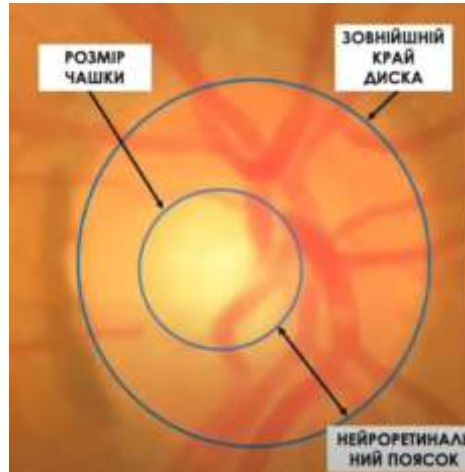


Рисунок 1.16 – Структура зорового нерва

Зовнішній край диска визначає зовнішнє коло, а розмір чашки визначає внутрішнє коло. Відношення розміру чашки до розміру головки нерва – це співвідношення чашки / диска.

На рисунку 1.17 показане нормальне співвідношення чашки / диска здорового нерва без патологій, а на рисунку 1.18 – велике співвідношення чашки / диска через втрату волокон у ободі головки нерва.

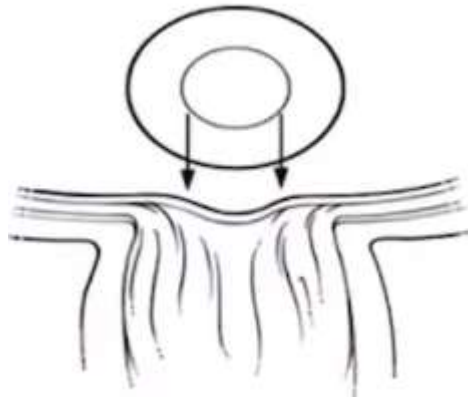


Рисунок 1.17 – Співвідношення чашки / диска здорового нерва

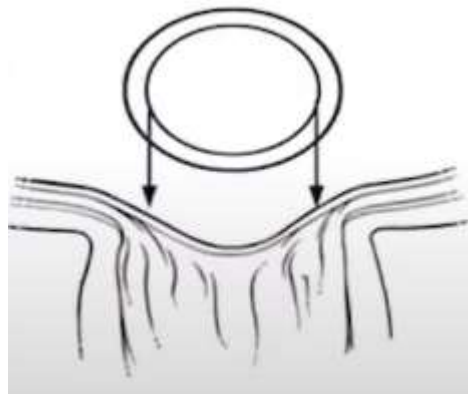


Рисунок 1.18 – Співвідношення чашки / диска ураженого нерва

Проаналізуємо цифрові зображення головки нерва, щоб встановити ступінь ураження глаукомою та порівняти структурні зміни при ураженні.

На рисунку 1.19 медичне зображення здорового нерва при нормальному співвідношенні чашки / диска. На рисунку 1.20 ми можемо бачити головку нерва з більшою, ніж звичайна чашка, а також втратою верхнього обода диска, що говорить про початкову стадію ураження зорового нерва й потребує подальшої діагностики для визначення лікування. На рисунку 1.21 зображено велике співвідношення чашки / диска через значне пошкодження глаукоми.

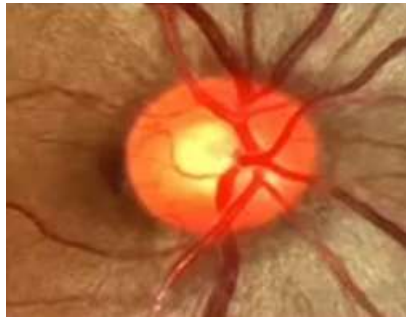


Рисунок 1.19 – Медичне зображення головки неушкодженого нерва



Рисунок 1.20 – Медичне зображення головки ураженого нерва



Рисунок 1.21 – Медичне зображення головки нерва зі значним пошкодженням глаукоми

1.3.2 Сучасні медичні прилади для діагностики патологій при глаукомі

Сучасна медицина використовує різноманітні технології та прилади для діагностики та моніторингу патологій при глаукомі.

Томограф рогівки - це медичний прилад, який використовується для отримання детальних зображень структур рогівки ока. Цей прилад використовує томографічні методи для створення срізів або томограм рогівки, що дозволяє лікарям отримувати тривимірне представлення цієї структури.

Розглянемо сучасний топограф рогівки MediWorks Scansys TA517, який дозволяє провести аналіз переднього сегменту. Цей прилад забезпечує

професійне рішення з діагностики передньої та задньої поверхні рогівки. Він застосовує камеру Шаймпфлюга, що збирає 107520/230400 одиниць інформації та генерує 28/60 томографічних зображень у високій роздільній здатності. Scansys може забезпечити серію томографічних карт, включаючи карти кривизни, товщини, висоти рогівки, та ін., що допомагає лікарям у діагностиці переднього сегменту. Разом із цим, Scansys також надає аналіз кута, глибини та об'єму передньої камери та ін. Допомагає лікарям при діагностуванні глаукоми.

За допомогою цього приладу можна відобразити 4 карти рефракції (рис 1.22). Карти рефракції відображають сагітальну кривизну передньої поверхні рогівки та карти висоти для передньої та задньої поверхні рогівки, а також карту товщини рогівки та інші параметри, такі як круте значення K, пласке значення K, товщина верхівки рогівки, розташування центру зіниці та найтонше місце рогівки.

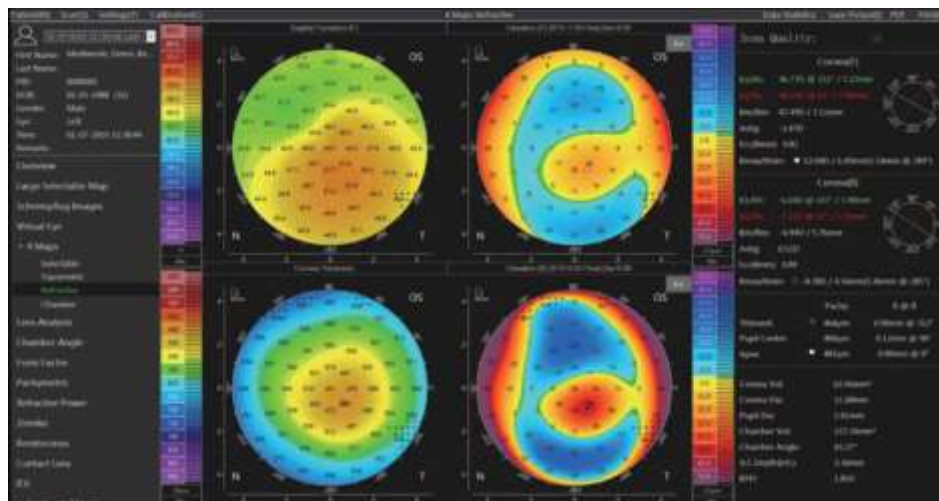


Рисунок 1.22 – 4 карти рефракції

На рисунку 1.23 можна бачити томографічні зображення рогівки, що зроблені камерою Scheimpflug, дають лікарям загальне розуміння про стан рогівки пацієнта.

На зображенні показана уся рогівка (від лімбу до лімбу).

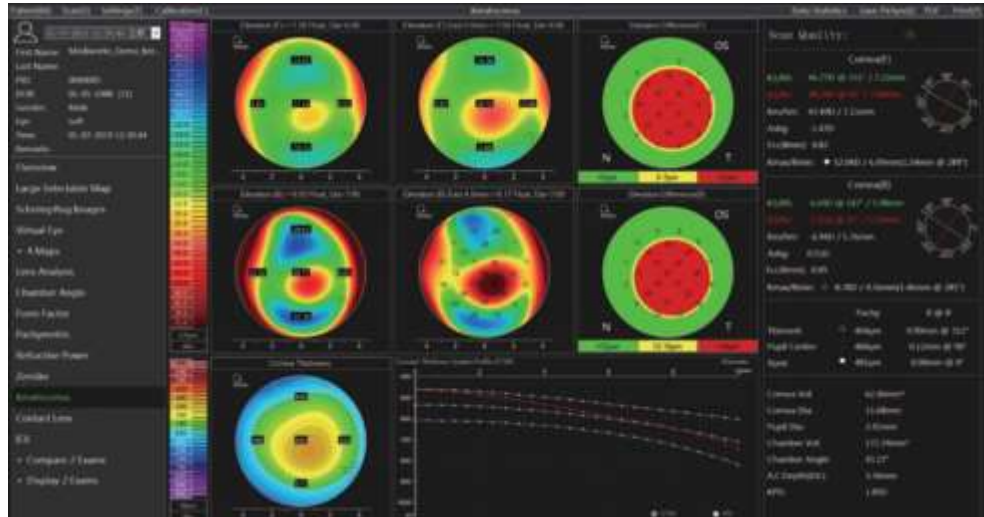


Рисунок 1.23 – Томографічні зображення рогівки

Також прилад дозволяє розраховувати значення кута камери виходячи з томографічних зображень. Шкала відстані кута відкриття забезпечує аналіз відстані між задньою поверхнею рогівки та райдужною оболонкою.

Висновки. За допомогою медичних зображень проаналізовано основні патології зорового нерва при ураженні глаукомою, а також розглянуто сучасний прилад, який використовується для діагностики структурних змін при патології ока. На сьогоднішній день медичні прилади та комп'ютерні системи є основними та найефективнішими методами діагностики, які можуть допомогти встановити появу патологій на ранніх стадіях, що допоможе зупинити розвиток хвороби. Пізнання цих патологій дозволяє лікарям розробляти індивідуальні плани лікування та моніторингу для пацієнтів із глаукомою, спрямовані на збереження зору та якість життя. Рання діагностика і лікування грають важливу роль у управлінні цим захворюванням і запобіганні його прогресуванню.

1.4 Аналіз автоматизованих оптико-електронних систем для оцінювання біомедичних зображень

У даний час діагностика на основі візуального аналізу медичних зображень отримала широке поширення в лікарській практиці, при цьому рання діагностика різних захворювань значно збільшує шанси пацієнтів на одужання. Однак об'єкти інтересу дослідника на медичних зображеннях, що використовуються в ранній діагностиці, найчастіше бувають невеликими і малоконтрастними порівняно з навколишнім фоном. При візуальному виявленні цих об'єктів, - виконання першого кроку на шляху діагностики по медичному зображенню, можуть виникнути проблеми. З одного боку вони обумовлені зазначеними особливостями самих зображень, з іншого - обмеженістю характеристик зорової системи дослідника і спотвореннями, що виникають в зображеннях при їх отриманні та відображенні. Тому вирішення завдань, пов'язаних з підвищенням ефективності виявлення дослідником невеликих об'єктів інтересу на медичних зображеннях, представляється актуальним.

З розвитком інформаційних та комп'ютерних технологій в медицині з'явилися нові можливості для підвищення ефективності виявлення об'єктів інтересу на зображеннях. Спеціалізовані системи для аналізу та оброблення медичних зображень дозволяють робити перетворення зображень в різних цілях. Однак застосування подібних систем вимагає від користувача високої кваліфікації в області аналізу і оброблення зображень і пов'язане з рядом труднощів. З одного боку, при виборі методу оброблення зображення користувач керується лише своїми знаннями і досвідом, і, отже, цей вибір може бути неоптимальним для досягнення поставленої мети перетворення. З іншого - перебір всіх наявних у системі методів (або комбінацій методів) може вимагати занадто багато часу. Для проведення оброблення зображення, оптимальною в сенсі досягнення поставленої мети і швидкої порівняно з перебором всіх наявних у системі методів, слід забезпечити автоматизований вибір відповідного методу оброблення. По-скільки саме досліднику, в кінцевому підсумку, призначено медичне зображення, для підвищення ефективності виявлення їм об'єктів інтересу, оброблення повинне бути

спрямовано на поліпшення сприйняття зображення зоровою системою дослідника.

Оброблення медичних зображень не є малювання нового на зображенні, як вважають деякі, а заснована на методах прикладної математики шляхом технології виявлення внутрішніх прихованих елементів зображення, практично не видимих без оброблення.

Оброблення медичних зображень не спотворює вихідні дані, а дозволяє виявити тонкі структури органів при різних видах досліджень, спеціально візуалізовані і посилені для якісної візуальної діагностики.

Візуалізація оброблених медичних зображень є обов'язковим першим кроком, особливо при складних патологіях, для достовірної діагностики.

Розпізнавання образів - це віднесення вихідних даних до певного класу за допомогою виділення істотних ознак, що характеризують ці дані, із загальної маси несуттєвих даних.

На сьогоднішній день оброблення зображень є важливим напрямком застосування сучасної обчислювальної техніки. Відомі такі завдання оброблення зображень, як фільтрація і відновлення зображень, сегментація зображень та засоби стиснення інформації. Проблеми розпізнавання зображень крім класичної задачі розпізнавання фігур заданої форми на зображенні ставлять нові задачі розпізнавання ліній і кутів на зображенні, розпізнавання краю зображення. Для вирішення всіх перелічених вище завдань в останні роки активно використовуються нейромережеві алгоритми та нейрокомп'ютери.

Відповідно до системи розпізнавання біомедичних образів класифікуються як показано (рис 1.24)



Рисунок 1.24 - Класифікація систем розпізнавання біомедичних образів

1.4.1 Аналіз оптико-електронних приладів для аналізу патології ока (рогівки, сітківки, очного дна)

Цифровий офтальмоскоп F-10 Nidek

Унікальний прилад з 4 різними джерелами лазерного випромінювання і можливістю диференціальної контрастної мікроскопії. Можливість одночасного проведення і візуалізації ангіографії з флюоресцеїном і індоціаніном зеленим.



Рисунок 1.25 - Цифровий офтальмоскоп F-10 Nidek

Таблиця 1.1 - Розміри зображень

Оптичний розмір зображення (пікс.)	1600*1200	1280*960	800*600	640*480
Розмір зображення на екрані (режим одиночного зображення)	1024*720	1024*720	800*600	800*600
Максимальна частота (режим одиночного зображення)	10Гц	12Гц	20Гц	26Гц
Розмір зображення на екрані (режим двох зображень)	512*720 (2)	512*720 (2)	512*600 (2)	512*480 (2)
Максимальна частота (режим двох зображень)	3Гц	3Гц	5Гц	6Гц

- Поле огляду: 40 (24x32) \ 60 (36x48) з безконтактною лінзою широкого поля огляду
- Фокусування: Від -15 до +15 дптр (сфера) з кроком 0,5 дптр
- Оптичний дозвіл: Відповідно до ISO 10940 (від 16μm до 20μm)
- Точка фіксації: Червоний лазер \ Внутрішня 2x2 LED
- конфокальна апертура: 1,5 мм до 8 мм (7 кроків) \ Кільцева апертура

- Джерело лазерного випромінювання: 790нм, 490нм, 532нм, 660нм
- Режим отримання зображень:
 - Флюоресцентна ангіографія (ФАГ)
 - Індоціанін зелений (ICG)
 - ФАГ + ICG (одночасно)
 - Відбитий інфрачервоне світло (ІК)
 - Відбитий синій
 - Відбитий зелений
 - Відбитий червоний
 - Диференціальна контрастна мікроскопія (ДСО)
- Тип чутливості: Нормальна \ диференціальна контрастна чутливість
- Передача інформації: NTSC, LAN (10 \ 100 Base-T)
- Програмне забезпечення:
 - Автоматична передача зображення в комп'ютер
 - Керована точка фіксації
 - Функція експорту даних
 - Автоматична передача зображення в комп'ютер
 - Керована точка фіксації
 - Можлива сортування за зменшеним зображенням
- Напруга: АС 100-120В, або АС 220-240В \pm 10% при частоті 50-60Гц
- Потужність: Максимум 350ВА
- Розміри: 450 * 610 * 590-630мм, 55кг

Медичний цифровий мікроскоп АМН-RUT - USB (офтальмоскоп) PRO

Простий у використанні медичний цифровий мікроскоп для офтальмолога (цифровий офтальмоскоп). Призначений для дослідження райдужної оболонки ока, має спеціальну насадку.



Рисунок 1.26 - Медичний цифровий мікроскоп АМН-RUT – USB PRO

- можливість робити знімки з подальшим аналізом зображень
- розширені настройки вимірювань (не сумісні з ОС Mac)
- можливість знімати відео з частотою до 30 кадрів в секунду, необмежене за часом
- автоматичний і ручний контроль яскравості і балансу кольорів

Опис мікроскопа:

- збільшення 10-20x з плавним регулюванням (максимальне 33x в режимі VGA)
- матриця 1.3 Мп
- дозвіл 1280x1024 пікселів
- інтерфейс USB 2.0
- формат зображення BMP, JPG
- формат відео AVI
- операційна система Windows 2000/XP/Vista і більшість ОС Mac
- підсвічування 2 світлодіоди (програмне керування)
- габарити 10.2 см (довжина) x 3.2 см (діаметр)
- вага 100 гр

2 ТЕХНІЧНА ЧАСТИНА

2.1 Реалізація цифрової системи для аналізу патологій ока

Традиційна фотоплівкова флуоресцентна ангиографія (ФА) сполучена зі значними витратами і не забезпечує оперативне отримання результатів дослідів. Спроби заміни фотопроцеса телевізійними системами ФА з аналоговим записом даних дослідів на відеомагнітофон не досягли успіхів внаслідок високого рівня шумів дозволу, особливо в режимі стоп-кадру.

Флуоресцентна ангиографія - це важливий метод образної діагностики, використовуваний в медичній практиці для дослідження кровопостачання судин ока та інших органів. Цей невід'ємний інструмент у сфері офтальмології та інших галузях медицини, де важлива точна візуалізація кровопостачання.

Флуоресцентна ангиографія включає в себе декілька ключових етапів, починаючи від введення контрастного агента. Зазвичай використовується спеціальний барвник, такий як індоціанін-зелений або флуоресцеїн, який вводиться в систему кровообігу пацієнта через вену. Цей барвник має властивість світитися під дією спеціального світла, що дозволяє відслідковувати його рух через судини.

Після введення контрастного агента проводиться зйомка зображень за допомогою фото- або відеокамери. Ці зображення дозволяють лікарю докладно вивчити розподіл барвника в судинах, виявляти аномалії та оцінювати стан кровотоку. Важливою частиною процесу є вчасне відзначення різниці в часі між введенням барвника та отриманням зображень, що дозволяє аналізувати динаміку кровотоку.

Флуоресцентна ангиографія знаходить широке застосування в офтальмології. Наприклад, при діабетичній ретинопатії, цей метод може виявити зміни в мікроциркуляції та виділити області недостатнього кровопостачання чи надлишкової новоутворення судин. У випадках

макулярного отіту або хоріоїдопатії, флуоресцентна ангіографія розкриває розподіл кровотоку в області макули та хоріоїдального шару.

Цей метод також застосовується в інших галузях медицини, таких як кардіологія та неврологія, для вивчення кровопостачання серця та мозку відповідно. Важливість флуоресцентної ангіографії полягає в її можливості допомагати лікарям в ранньому виявленні патологій та ефективному плануванні лікування.

Застосування цього методу також допомагає в розумінні динаміки захворювань, їх прогресу та відповіді на терапію. Завдяки великій деталізації та точності зображень, флуоресцентна ангіографія є необхідним інструментом у визначенні та контролі патологій судинного русла, роблячи її невід'ємною частиною сучасної клінічної діагностики.

В останні роки завдяки бурному розвитку комп'ютерних технологій і телебачення за кордоном отримали широке розповсюдження цифрові системи високого дозволу IMAGEnet (“Topcon”), BAS (“Zeiss”), DFC (“Ophthalmic Imaging Systems”) та інші, які застосовуються при флуоресцентній і індоціанінангіографії, для оцінки змін диску зорового нерва.

2.1.1 Матеріал і методи

Був накопичений досвід клінічного використання різних модифікацій першої російської системи цифрової ФА “САРИ”, яка була розроблена в 1993 році ТОО “Фірма ЭКОМ” (Санкт-Петербург) для автоматизації рентгенівських дослідів і адаптованої до використання в офтальмології при участі співробітників Санкт-Петербурзького філіалу МНТК “Мікрохірургія ока”. В 1998 році було зроблено 650 дослідів при різних патологіях переднього і заднього відрізків ока.

Існує кілька відомих приладів для флуоресцентної ангіографії, які використовуються в медичних установах для дослідження кровопостачання судин ока та інших органів. Декілька з них включають:

- Heidelberg Retina Angiograph (HRA): Heidelberg Engineering виробляє системи ангіографії для офтальмологічних досліджень, включаючи Heidelberg

Retina Angiograph. Ці системи використовують технології флуоресцентної ангиографії для вивчення стану ретини та судин ока.

- Topcon Maestro 2: Topcon Maestro 2 - це ще одна система флуоресцентної ангиографії, призначена для офтальмологічних досліджень. Вона дозволяє отримувати високоякісні зображення судин ока з використанням контрастних агентів.

- Zeiss Visucam: Carl Zeiss Meditec виробляє лінію продуктів, включаючи Zeiss Visucam, яка використовується для флуоресцентної ангиографії та фотографування заднього відділу ока.

- Optos Daytona: Optos Daytona - це система, яка поєднує в собі флуоресцентну ангиографію та інші технології для отримання широкого поля зображення судин ока, включаючи периферійні ділянки.

- Canon TX-20 Full Auto Tonometer/Non-Mydriatic Retinal Camera: Це пристрій, який комбінує не тільки флуоресцентну ангиографію, але і тонометрію та фотографію заднього відділу ока.

Ці прилади представляють сучасні технології для флуоресцентної ангиографії і допомагають лікарям в проведенні досліджень судинної системи ока та інших органів для діагностики та моніторингу різних хвороб. Багато з цих систем також обладнані програмним забезпеченням для аналізу отриманих даних, що допомагає у точній інтерпретації зображень.

2.1.2 Конфігурація цифрової системи

Принципова схема цифрової системи для виконання ФА зображена на рис.2.1. Електричний сигнал ПЗЗ-відеоматриці, яка змонтована на оптичному приладі (стандартній фундускамері, щілинній лампі), передається на фреймгабер (устрій захвату кадрів), який перетворює електричний сигнал в цифровий код, доступний для сприйняття ІВМ-сумісного комп'ютера.

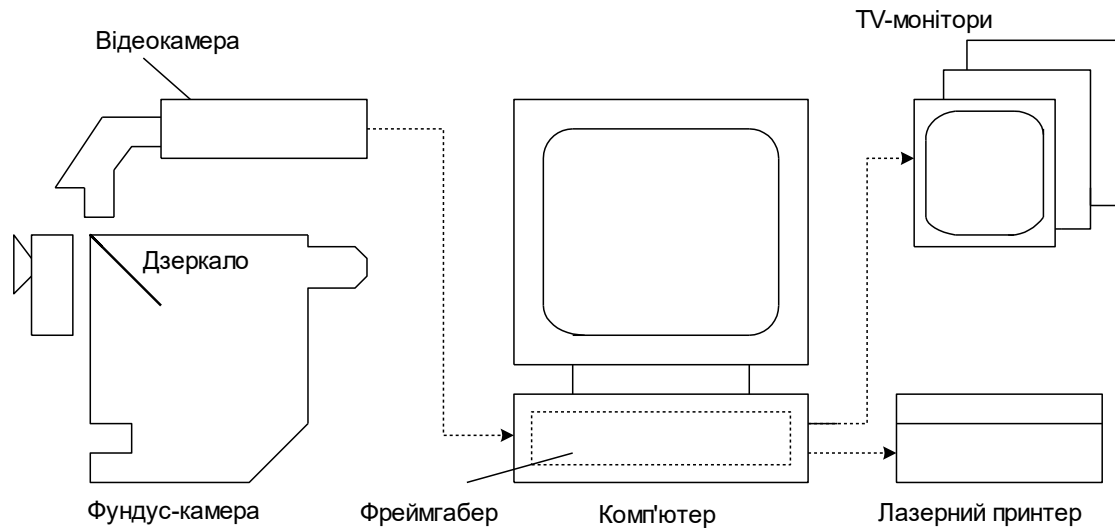


Рисунок 2.1 - Принципова схема цифрової системи для виконання ФА.

Мінімальна і оптимальна конфігурації цифрової системи відображені в табл. 2.1

Таблиця 2.1. Конфігурація і технічні характеристики системи цифрової флуоресцентної ангиографії.

	Мінімальна	Оптимальна
Базовий офтальмологічний прилад	Стандартна щілинна лампа	Фундускамера (ретинофот), щілинна лампа
Комп'ютер	IBM PC 486DX2-66 / ОЗП 8 Mb / 500 Mb HDD / 1 Mb Video	IBM PC Pentium –133 / ОЗП 16 Mb / 2,0 Gb HDD / 2-4 Mb Video
Монітор комп'ютера	SVGA 14", 800×600, 0,28	SVGA 17", 1024×1280, 0,26
Відеомонітори	6" 800 твл	6-12" 800 твл
Лазерний принтер	HP Laser Jet 600 dpi	OPTRA – R+/8 Mb
Фреймграбер	Встановлюється всередині комп'ютера	
Програмне забезпечення •операційна система •прикладна програма	Microsoft™ Windows версії 3.1, 95, NT САРИ™ версія 3.1 і вище	Microsoft™ Windows версії 3.1, 95, NT САРИ™ версія 3.1 і вище
ПЗЗ-відеокамера •чутливість, лк •дозвіл, пікселів •формат •розмір зображення, Мб	0,1 512×768 Bitmap, 256 град. яскравості, ч/б 0,4	0,1 512×768 Bitmap, 256 град. яскравості, ч/б і кол. 0,4-0,8
Зберігання зображень	Жорсткий диск комп'ютера	Магнітооптичний диск чи ZIP-drive

2.2 Використання ПЗЗ-структур для реалізації реєстрації мікроциркуляції

В 1960 р. компанія Texas Instruments винайшла планарну технологію. Після цього було створено ряд розробок, які являли собою матрицю fotocутливих елементів і схеми сканування по вертикалі і горизонталі. Кількість елементів датчиків не перевищувало 256 на 256. Але якість зображення не відповідала вимогам через низьку чутливість і через кількість дефектів, що були властиві рівню технологій на той час.

В 1970 р. співробітники фірми Bell Laboratories В. Бойл і Д. Сміт у пошуках електричного аналога схем на циліндричних магнітних доменах запропонували і продемонстрували експериментально - принцип зарядового зв'язку. Найперший ПЗЗ являв собою аналоговий реєстр зсуву на 8 елементах, виготовлений по р-МОН технології з молібденовими затворами, а незабаром з'явилися і двовимірні матриці. Невдовзі стало зрозуміло, що властивість самосканування ПЗЗ усуває необхідність у реєстрах зсуву, які створювали стільки проблем у попередніх типах датчиків.

ПЗЗ–матриця (скорочено від «пристрій з зарядовим зв'язком») або CCD–матриця (скорочено від «Charge Coupled Device») є одним з основних елементів цифрових фотоапаратів і фотокамер. Принцип роботи ПЗЗ з ідеєю зберігати і потім зчитувати електронні заряди був розроблений співробітниками корпорації Bell у ході пошуку нових типів пам'яті для ЕОМ. Ідея виявилася неперспективною, але здатність кремнію реагувати на видиме світло, привела до думки спробувати використати такий принцип для отримання і обробки зображень об'єктів. 2006 року Національна Академія інженерів (США) нагородила Уїлларда Бойля (Willard Boyle) і Джорджа Сміта (George Smith) премією Чарльза Старка за внесок у винахід та дослідження ПЗЗ–структур в 1969 році. У 2009 році обидва винахідники отримали Нобелівську премію по фізиці за розробку CCD– матриці, яка відкрила шлях цифровій фотографії та цифровому відео.

У подальшому розвиток технології та параметрів ПЗЗ був пов'язаний з появою прихованого каналу переносу і застосуванням прозорих електродів із полікристалічного кремнію, що різко підвищило чутливість приладів. Вже в середині 70-х з'явилися перші комерційні матриці виробництва фірм Fairchild, Bell і RCA у США і Philips у Європі, сумісні з ТВ стандартом (тобто такі, що мають по вертикалі 476 або 576 рядків - відповідно для американського або європейського стандартів розкладання, і щонайменше 350 елементів по горизонталі). А незабаром у Японії було налагоджено масове виробництво недорогих ПЗЗ для побутової електроніки - і на зміну кінокамерам у масовому порядку прийшли відеокамери.

Револьюційний вплив зробили ПЗЗ на астрономію. Але з іншого боку, і вимоги астрономії базування, до ПЗЗ, стимулювали розвиток технології їх виготовлення, і нині прилади з числом елементів 4096 на 4096 і з квантовим виходом біля 90% уже не є екзотикою.

Нарешті, мікроскопія в медицині і біології, комп'ютерний зір і відеоконференції, системи орієнтації космічних апаратів і зчитувачі штрих-коду, телефакс і сканер - все це теж стало можливим та доступним завдяки ПЗЗ.

2.3 Структура і принцип роботи ПЗЗ-матриці

Пристрій з зарядовим зв'язком являє собою однорядкову або двовимірну матрицю, кожен елемент якої є мініатюрним електричним конденсатором типу метал-оксид-напівпровідник (МОП) (рис.2.2).

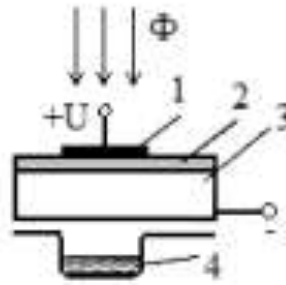


Рис. 2.2. Елемент ПЗЗ – електричний конденсатор типу МОН: 1 – металевий електрод; 2 – діелектрик; 3 – напівпровідник р-типу; 4 – потенціальна яма, що сформувалася біля площини розділу між діелектриком та напівпровідником під впливом прикладеного до електрода імпульсу позитивної напруги.

В основі роботи ПЗЗ лежить явище внутрішнього фотоефекту. При освітленні структури світловим потоком Φ в напівпровіднику генеруються пари носіїв заряду — електрон і дірка. Під дією позитивної напруги ($+U$) дірки витісняються в глиб напівпровідника, а неосновні носії заряду, електрони, накопичуються в потенціальній ямі. Тут вони можуть зберігатися достатньо тривалий час, оскільки дірок в збідненій області немає і електрони не рекомбінують. Електроди виготовлені з полікристалічного кремнію, який є прозорим майже у всьому видимому діапазоні. Якщо два мініатюрних конденсатори розмістити один біля одного так, щоб їх електричні поля впливали один на одного, потенціальні ями двох конденсаторів стануть зв'язаними, а накопичений заряд потече в більш глибоку потенціальну яму. Таке перетікання зарядів складає основу принципу дії пристроїв з зарядовим зв'язком.

На рис. 2.3 показана структура одного елемента, лінійного трифазного ПЗЗ. Заряд, нагромаджений під одним електродом, у будь-який момент може бути перенесений під сусідній електрод, якщо його потенціал (U_2) буде збільшений, тоді як потенціал (U_1) першого електроду буде зменшений. Перенесення в трифазному ПЗЗ можна виконати в одному з двох напрямів

(ліворуч або праворуч). Всі зарядові пакети лінійки переносяться в той же бік одночасно.

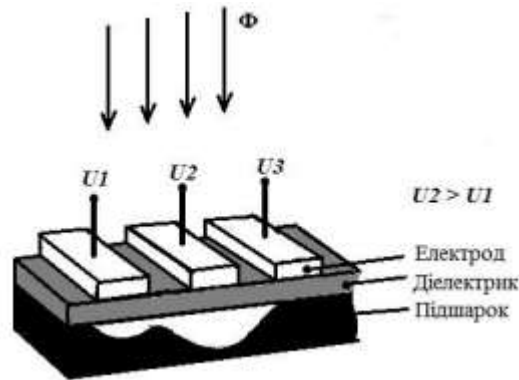


Рис.2.3 Елемент трифазного ПЗЗ

Двовимірний масив (матрицю) пікселів отримують за допомогою стоп-каналів, що розділяють електродну структуру ПЗЗ на стовпці. Стоп-канали — це вузькі області, що формуються спеціальними технологічними прийомами в поверхневій області, які перешкоджають розтіканню заряду під сусідні стовпці. Як правило, такі матриці складаються з двох ідентичних областей — області накопичення і області зберігання. Пристрій схематично показаний на рис. 2.4.

Область зберігання захищена від дії світла світлонепроникним покриттям. Зарядовий рельєф, сформований в області накопичення, швидко переноситься в область зберігання і, потім, поки експонується наступний кадр, зчитується порядково у вихідний зсуваючий (послідовний) регістр. З послідовного регістра зарядові пакети виводяться один за одним послідовно через вихідний підсилювач, розташований на цьому ж кристалі. У цьому вузлі відбувається перетворення заряду в напругу для подальшої обробки сигналу зовнішньою електронною апаратурою.

Існують також матриці, в яких відсутня секція зберігання, і тоді рядкове перенесення здійснюється по секції накопичення. Для роботи таких матриць потрібний оптичний заслін.



Рис. 2.4. Структура ПЗЗ-матриці

2.4 Параметри і характеристики ПЗЗ

Зупинимося на параметрах та характеристиках ПЗЗ. По-перше, розглянемо спектральну характеристику - залежність вихідного сигналу від довжини хвилі, або квантовий вихід - кількість фотоелектронів на один фотон падаючого випромінювання.

Спектральна характеристика (СХ) ПЗЗ визначається мультиплікативно двома чинниками: проходженням світла через електродну структуру і поглинанням світла безпосередньо в напівпровіднику. Поглинання світла в напівпровіднику описується коефіцієнтом поглинання - величиною, оберненою довжині, на якій інтенсивність випромінювання падає в e раз.

Тепер розглянемо пропускання світла електродною структурою. Світло, попадаючи на напівпровідник, проходить через декілька шарів із різноманітними оптичними характеристиками, так що неминуча його інтерференція, але товщина цих шарів порівняна з довжиною хвилі. Полікрістичний кремній, із якого зроблені електроди, цілком непрозорий в області довжин хвиль до 430-450 нм (синій і фіолетовий кольори). СХ звичайного трьохфазного ПЗЗ із полікремнійовими затворами зображено на рис.2.5 лінією 1.

Використання фотодіодів у матрицях міжстрокового переносу і строчно-кадрового переносу значно покращує СХ ПЗЗ, особливо в короткохвильовій частині спектра, так як зникають проблеми, пов'язані з електродами. Це дозволяє таким пристроям успішно працювати у віщальних і побутових камерах кольорового телебачення. У камерах прикладного і наукового напрямку, де домінують все ж прилади з кадровим переносом, застосовуються цілком інші підходи.

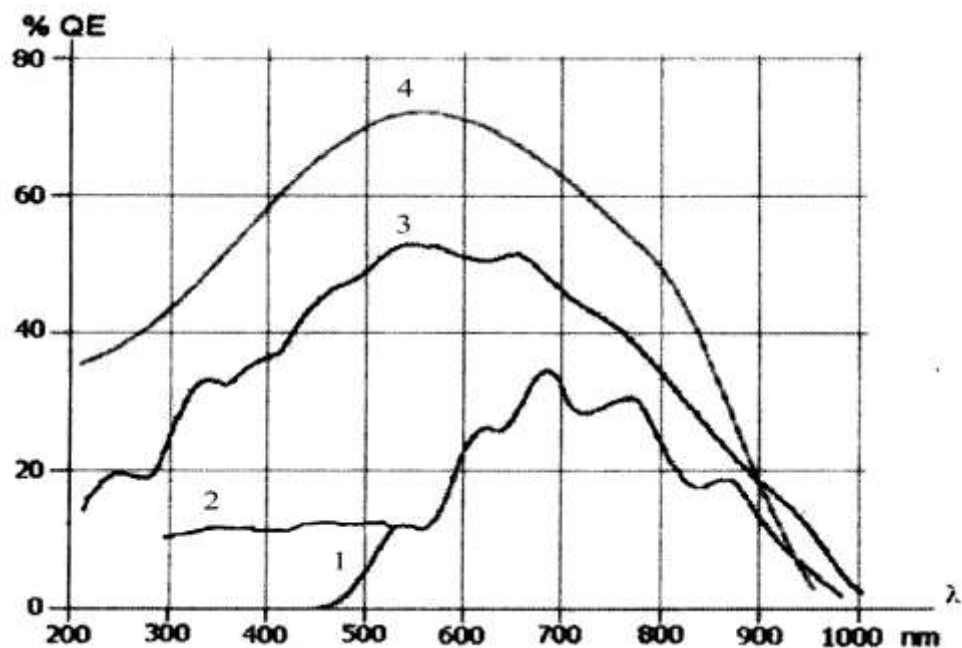


Рисунок 2.5 - Спектральні характеристики абсолютного квантового виходу: 1 – звичайного ПЗС, 2 – ПЗС з люмінофорним покриттям; 3 – з освітленням з зворотнього боку підкладинки; 4 – з віртуальною фазою.

Наприклад, нанесення люмінофору. Це дозволяє перетворювати короткохвильове світло в кванти з більшою довжиною хвилі, що в свою чергу призводить до розширення СХ ПЗЗ у синю та УФ область спектру (рис.2.5, лінія 2).

Відомий також спосіб, що дозволяє отримати найкращі результати. Суть його в тому, що товщину кристалу ПЗЗ після виготовлення зменшують до товщини 10 мкм і менше (і це при розмірі кристала в декілька сантиметрів!), а світло падає на обернену сторону підкладинки, оброблену спеціальним методом. При такій тонкій підкладинці носії встигають добратися до потенційних ям, а повна відсутність яких би то не було електродів гарантує, що практично усе світло, за винятком втрат на відбиття, проникає в кремній. Квантова ефективність таких матриць (рис.2.5, лінія 4) досягає іноді 90%, а спектральний діапазон простирається від 180 до 950 нм. Такі матриці застосовуються в більшості серйозних астрономічних проєктів, включаючи космічний телескоп "Хаббл" або Південну Європейську Обсерваторію в Чилі.

І третій спосіб поліпшення спектральних характеристик ПЗЗ – це віртуальна фаза. Суть цього способу в тому, що один з електродів звичайного ПЗЗ замінюється на малий шар р-типу (віртуальний затвор) безпосередньо на поверхні кремнію, замкнутий на стоп-канали. Доза каналу під віртуальним затвором робиться більше, ніж під тактовими затворами.

Переваги такої структури у порівнянні зі звичайними ПЗЗ, у тому, що біля половини площі комірки вільні від полікремнію, звідси висока чутливість у синій і УФ області спектра. Вона при освітленні підкладинки з фронтальної сторони, що до того ж зменщує їх ціну.

ПЗЗ з віртуальною фазою багато років використовуються в системах орієнтації російських космічних апаратів (зоряні датчики), і саме на них у 1986 р. було отримано детальні зображення комети Галлея (проєкт ВЕГА).

Розглянемо тепер інші параметри ПЗЗ, а також діх, що виконуються для їх покращення.

1. Темновий струм.

Темновий струм - це результат спонтанної генерації електроно-діркових пар і є неминучим, але з ним можна боротися. В даний час типові значення темнового струму для кращих західних ПЗЗ складають при кімнатній температурі частки нА/см², або декілька сотень (іноді десятків) електронів на комірку у секунду. І якщо для віщального і побутового ТБ (час накопичення 20 або 40 мс) такий темновий струм непомітний, то для наукових застосувань такий темновий струм неприйнятний. Так, час накопичення в малокадрових системах, наприклад, флуоресцентної мікроскопії досягає хвилин, а в астрономії, коли потрібно одержати спектр зірки 20-ї величини (цілком типова справа), - годин. У цьому випадку необхідне охолодження матриць. Для глибокого охолодження використовуються азотні криостати, де матриці проохолоджуються до -1000С. Для більш простих систем застосовується термоелектронне охолодження з використанням батарей Пельт'є, які спроможні забезпечити перепад у 700 °С при подачі напруги в 5-6 В, так що температура кристала при кімнатній зовнішній дорівнює біля - 400 °С. Ці батареї досить компактні, монтуються безпосередньо в один корпус разом із кристалом ПЗЗ. У цифрових системах на ПЗЗ завдяки високій лінійності можна запам'ятовувати темновий сигнал (при даній температурі і даному часі накопичення), а потім віднімати його від результуючого.

2. Неоднорідність чутливості

Комірки ПЗЗ мають неоднакову чутливість, тобто навіть при абсолютно однорідній освітленості сигнал з них різний (ще цей ефект називають геометричним шумом). Величина цієї неоднорідності невелика і звичайно не перевищує 1-5% (для різних типів приладів), так що у звичайних ТБ камерах нею можна зневажити. У наукових системах, де потрібно висока фотометрична точність, застосовують досить простий алгоритм корекції нерівномірності. Оскільки чутливість кожного індивідуального елемента - фіксована величина, то для її корекції при деякій рівномірній освітленості запам'ятовують сигнали з всіх елементів приладу - і використовують їх як

коефіцієнти корекції при всіх наступних експозиціях. Попередньо проводять корекцію темного струму.

3. Шуми.

Шум спричиняє світловий потік, тобто число фотоелектронів, накопичене в комірці, визначено з точністю до квадратного кореня з їхнього числа (статистика Пуассона). Такій же статистиці підлягає і темновий сигнал, отже і сумарний (світловий + темновий). Проте, це не знімає задачі зниження шумів власне ПЗЗ.

У сучасних ПЗЗ шум установки приблизно 40-70 електронів. Вбагатьох випадках такий рівень шуму прийнятний. Проте існує метод подвійної корельованої вибірки, запропонований М. Уайтом у 1974р., що дозволяє практично цілком усунути шум.

4. Антиблумінг, або стійкість до локального переосвітлення.

З ростом сигнального заряду в потенційній ямі потенціал каналу в ній зменшується, і коли він досягне значення потенціалу каналу сусіднього електроду, заряд почне переливатися через цю незамкнену ділянку каналу в сусідній елемент - причому в обидві сторони. На зображенні це має вигляд вертикального розпливання яскравих деталей зображення. Це явище називається оптичним переосвітленням (blooming). В системах реєстрації слабких сигналів ним можна частково нехтувати, але в камерах для ТБ це неприпустимо.

Боротися з блумінгом можна тільки розробкою спеціальної конструкції ячейки. Існує два способи: горизонтальний антиблумінг і вертикальний антиблумінг. Останній застосовується в матрицях для ТБ. Негативною стороною горизонтального антиблумінга є зниження коефіцієнта заповнення, і збільшення розмірів комірки, що непринятно для приладів із малим розміром комірки. Негативною стороною вертикального антиблумінга є складна технологія, сильний спад ІК чутливості приладу та деякий спад у червоній області.

На сьогодні можна назвати три основні сфери застосування ПЗЗ: перетворення випромінювання в електричний сигнал - фоточутливі ПЗЗ (ФПЗЗ); аналогова обробка інформації - лінії затримки, фільтри, запам'ятовуючі пристрої ПЗЗ (ЗП). І, третя, зумовлена конструктивно-технологічними особливостями ПЗЗ, які дозволяють досягти в них високої інтеграції легше, ніж в інших ВІС. Наприклад, ФПЗЗ являють собою регулярний масив порівняно простих по топології елементів, для яких немає потреби виготовляти індивідуальні контакти.

Найбільшого розвитку і практичного застосування в даний час досягли ФПЗЗ. Вони заповнили вакуум у області науки і техніки, як телебачення.

2.5 Практичне застосування ПЗЗ-структур

Камери

Існує три типи цифрових камер: студійні, які потребують для роботи базовий комп'ютер і, як правило, не мають вмонтованої пам'яті для збереження зображень; позастудійні (польові) камери, що зберігають зображення в камері і працюють як автономні пристрої; і побутові камери, у яких безплівкова техніка поєднана з простотою використання.

"Камери з задньою розгорткою", або "камери зі скануванням у площині зображення" (Scanning-back camera) працюють так само, як більшість сканерів, тобто за принципом просвітного сканера. Скануюча голівка, що містить лінійку світлочутливих ПЗЗ, переміщається поперек зображення, створюючи в кожний момент часу один рядок елементів зображення (пікселів). Це єдиний принцип побудови цифрових камер, що дозволяє одержувати зображення з дуже високою роздільною здатністю, але час експозиції може вимірюватися хвилинами, що робить техніку задньої розгортки непридатною для реєстрації об'єктів, що рухаються.

У трикадрових кольорових камерах використовується двовимірний матриця світлочутливих елементів, яка реєструє об'єкт. Плоскі матриці значно

дорожче лінійних і мають набагато меншу роздільну здатність. Кожний елемент матриці дає один піксель зображення. Експозиція виконується з фотографічною швидкістю, так що можна користуватися освітленням від звичайного спалаху, але для одержання кольорового зображення потрібно зробити три окремі знімки через три кольорових фільтра - червоний, зелений і синій. А це значить, що не можна зробити кольорові знімки об'єктів, що рухаються.

Однокадрова кольорова камера теоретично працює точно так само, як плівковий фотоапарат. Такий же час експозиції означає, що немає необхідності в спеціальному освітленні, і, на відміну від цифрових камер інших типів, однокадрові кольорові пристрої можуть фіксувати сцени реального життя.

Максимальна роздільна здатність позастудійних камер від 1012x1524 до 2036x3060 пікселів(фірми Kodak, Nikon), а споживчих від 640x480 до 756x504 пікселів (фірми Apple, Casio, Kodak і ін.).

Таблиця 2.2 Основні параметри матриць

тип мат-риці	тип чіпа	розмір у пікселя х	розмір у мм	розмір пікселя, мкм	темновий струм, ел/піксель/сек	шум зчитування, ел.	заряд насичення, е	квант. ефект. (макс) %	розрядність біт	ціна, \$
Pictor 201 XT	TC255	336 x 242	3.30 x 2.4	10 x 10	17 (20 C)	36	70000	60	8	650
Pictor 208 XT	TC255	336 x 242	3.30 x 2.4	10 x 10	1.6 (5 C)	36	70000	60	8	850
Pictor 216 XT	TC255	336 x 242	3.30 x 2.4	10 x 10	1.6 (5 C)	36	70000	60	12/16	1210
Pictor 416 XT	KAFO400	768 x 512	6.9 x 4.6	9 x 9	0.2 (20 C)	15	85000	45	16	3100
Pictor 1616XT	KAFO1600	1536 x 1024	13.8 x 9.2	9 x 9	0.2 (20 C)	15	85000	45	16	10190
ST-4	TC211	192 x 164	2.6 x 2.6	13.75 x 16	250	150	80000		8	890

ST-237	TC237	640 x 480	4.7 x 3.6	7.4 x 7.4	5	15	20000	70	12	1195
ST-6I (Spectr. versio)	TC241	375 x 241	8.6 x 6.5	23 x 27	10	23	400000	60	16	3355
ST-6V (UV)	TC241	375 x 241	8.6 x 6.5	23 x 27	10	23	400000		16	3575
ST-7	KAF 400+ TC211	768 x 512	6.9 x 4.6	9 x 9	1	15	390000	45	16	2650
ST-7E	KAF0400E+ TC211	765 x 510	6.9 x 4.6	9 x 9	1	15	390000	65	16	3150
ST-8	KAF 1600+ TC211	1530 x 1020	13.8 x 9.2	9 x 9	1	15	40000	45	16	6450
ST-8I (Industrial)	KAF 1600+ TC211	1530 x 1020	13.8 x 9.2	9 x 9	1	15	40000	45	16	6950
ST-9E	KAF0261E+ TC211	512 x 512	10.2 x 10.2	20 x 20	3.5	13	180000	60	16	3950
MX5	Sony ICX055AL HyperHAD	500 x 290	4.9 x 3.6	9.8 x 12.6	0.1	25	>120000	50	8	495
MX516	Sony ICX055AL HyperHAD	500 x 290	4.9 x 3.6	9.8 x 12.6	0.1	25	>120000	50	16	595
MX5-C	Sony ICX055CK HyperHAD	500 x 290	4.9 x 3.6	9.8 x 12.6	1	25	>120000	50	12	495
HX5	Sony ICX084AL HyperHAD	660 x 494	4.9 x 3.6	7.4 x 7.4	1	15	>40000	50	16	\$1695
HX516	Sony ICX084AL HyperHAD	660 x 494	4.9 x 3.6	7.4 x 7.4	1	15	>40000	50	16	895
SXL8	Philips FT12	1024 x 512	8.9 x 17	15 x 15	1 (-30 C)	20	>150000	50	12	900

2.6 Висновки

ПЗЗ-матриці ще не є ідеальними, так як існують деякі труднощі в технології їх виготовлення. Вона ставить надзвичайно жорсткі вимоги до однорідності вихідного кремнію і ступеня досконалості технологічного процесу. Тому спеціалістам є ще над чим попрацювати і що удосконалити. Проте сучасні ПЗЗ матриці володіють високими характеристиками і тому завжди будуть використовуватися там, де тільки вони зможуть забезпечити необхідну якість зображення.

3 Розрахунок оптико-електронного каналу

3.1 Розрахунок параметрів окуляра

Розрахунок оптико-електронного каналу здійснюється для планування, аналізу та оптимізації систем передачі інформації через оптичні канали.

Габаритний розрахунок.

Початкові дані:

1. Діаметр вихідної зіниці $D' = 4$ мм;
2. Зорове збільшення системи $\Gamma_T = -15$;
3. Довжина оптичної системи $L = 350$ мм;
4. Кутове поле в площині предмету $2\omega = 2,6^\circ$.

Окуляр Кельнера № 1 (табл. 3.1).

Таблиця 3.1 - Окуляр Кельнера № 1

R	d	марка скла	O Ø
109,4			29,3
	5,0	K8	
-58,61			29,4
	0,8		
29,17			27,9
	12,0	TK23	
-27,29			25,0
	3,0	TФ4	
-181,55			22,8

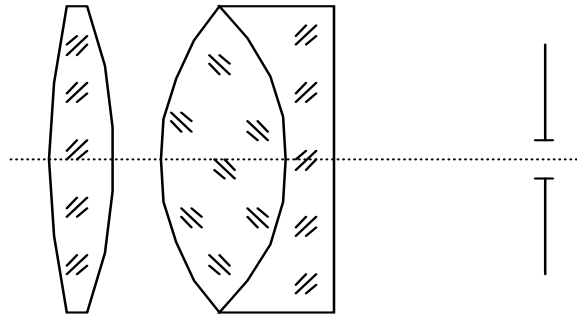


Рисунок 3.1 – Окуляр Кельнера

Послідовність розрахунку.

1. Визначимо мінімальний діаметр вхідної зіниці, щоб забезпечити необхідну роздільну здатність ока людини:

$$D = 2 \cdot \Gamma_T = 2 \cdot 15 = 30 \text{ мм} \quad (3.1)$$

Щоб повністю використати роздільну здатність, необхідно також, щоб вихідна зіниця мала розмір:

$$D' = \frac{D}{\Gamma_T} \Rightarrow D = D' \cdot \Gamma_T \Rightarrow D = 15 \cdot 4 = 60 \text{ мм} \quad (3.2)$$

$$D' = \frac{60}{15} = 4 \text{ мм}$$

2. Визначимо фокусні відстані об'єктива і окуляра:

$$f'_{OK} = \frac{L}{(1 - \Gamma_T)}; \quad f'_{OK} = \frac{350}{1 - (-15)} \approx 21,875 \text{ мм} \quad (3.3)$$

$$f'_{OB} = -\frac{L \cdot \Gamma_T}{1 - \Gamma_T}; \quad f'_{OB} = -\frac{350 \cdot (-15)}{1 - (-15)} \approx 328,125 \text{ мм} \quad (3.4)$$

3. Визначимо кутове поле окуляра:

$$\text{tg} \omega' = \Gamma_T \cdot \text{tg} \omega; \quad \omega' = |\arctg((-15) \cdot \text{tg}(1,3))| = 18,798^\circ \quad (3.5)$$

Загальне кутове поле окуляра складатиме $2 \cdot \omega' = 37,597^\circ$, що задовільняє початкові параметри окуляра.

3.2 Розрахунок параметрів окуляра зорової труби Кеплера

Визначимо основні параметри окуляра.

Використовуючи дані табл. 3.1 розраховуємо параметри окуляра зорової труби Кеплера. Для розрахунку оптики використаємо спеціалізовану оболонку DEMOS2. В процесі розрахунку необхідно визначити основні конструктивні параметри окуляра: f' , S_f , S'_f , S_H , S''_H , коефіцієнти аберацій III - го порядку: S_1 , S_2 , S_3 , S_4 , S_5 .

До основних конструктивних параметрів оптичної системи відносяться:

f' – задня фокусна відстань;

S_f – передній фокальний відрізок;

S'_f – задній фокальний відрізок;

S_H – положення передньої головної точки відносно вершини першої заломлюючої поверхні;

S''_H – положення задньої головної точки відносно вершини останньої заломлюючої поверхні.

Коефіцієнти аберацій третього порядку характеризують собою відносну величину окремого типу аберацій оптичної системи:

$$S_I - \text{сферичну аберацію системи} \quad S_I = \sum_{i=1}^p h_i \cdot P_i ; \quad (3.6)$$

$$S_{II} - \text{меридіональну кому} \quad S_{II} = \sum_{i=1}^p y_i \cdot P_i - I \cdot \sum_{i=1}^p W_i ; \quad (3.7)$$

$$S_{III} - \text{астигматизм} \quad S_{III} = \sum_{i=1}^p \left(\frac{y_i^2}{h_i} \cdot P_i \right) - 2 \cdot I \cdot \sum_{i=1}^p \frac{y_i}{h_i} \cdot W_i + I^2 \cdot \sum_{i=1}^p \Phi_i ; \quad (3.8)$$

$$S_{IV} - \text{кривизну Пецваля} \quad S_{IV} = \sum_{i=1}^p \Phi_i \cdot \pi_i ; \quad (3.9)$$

S_V – дисторсію:

$$S_V = \sum_{i=1}^p \left(\frac{y_i^3}{h_i^2} \cdot P_i \right) - 3 \cdot I \cdot \sum_{i=1}^p \frac{y_i^2}{h_i} \cdot W_i + I^2 \cdot \sum_{i=1}^p \frac{y_i}{h_i} \cdot \Phi_i \cdot (3 + \pi_i) ; \quad (3.10)$$

$$P_i = \sum_{v=1}^p P_v = \sum_{i=1}^p \left(\frac{\delta \cdot \alpha}{\delta \cdot \frac{1}{n}} \right)_v^2 \cdot \delta \cdot \left(\frac{\alpha}{n} \right)_v$$

де: ;

(3.11)

$$W_i = \sum_{v=1}^p W_v = \sum_{i=1}^p \left(\frac{\delta \cdot \alpha}{\delta \cdot \frac{1}{n}} \right)_v \cdot \delta \cdot \left(\frac{\alpha}{n} \right)_v$$
(3.12)

Розрахунок вказаних параметрів проводиться враховуючи обернений хід променів.

Для розрахунку параметрів створюється файл (*.LEN) (рис. 3.2) вхідних початкових даних конструктива системи в оберненому ході променів:

```

TITL 'F=31.4425'
WL = 0,5891-3, 0,4345-3, 0,656-3
/1/          H = 11.4   R = -181.55   GL = TФ4   EOS
/2/ D =3.0      H = 12.5   R = - 27.29   GL = ТК23   EOS
/3/ D =12.0     H = 13.95  R=29.7      EOS
/4/ D = 0.8     H = 14,7   R= - 58.61   GL = К8     EOS
/5/ D = 5.0     H = 14,65  R=109,4     EOS
END

```

Рисунок 3.2 - Файл (*.LEN) вхідних початкових даних

На рисунку 3.2 вказані такі дані:

1. TITL – назва для ОС;
2. EOS – вказівка на перехід до іншої поверхні;
3. WL –вказівка на робочу та допоміжні довжини хвиль;
4. D – відстань між двома сусідніми поверхнями по вісі системи;
5. H – висота вектора, який характеризує висоту поверхні;
6. R – радіус кривизни поверхні;
7. PL – поверхня є площиною (R = ∞);
8. GL – вказівка на марку скла.

3.3 Проведення параксіального аналізу

Для визначення зазначених параметрів проводимо параксіальний аналіз. Вхідний файл даних для параксіального аналізу (*.PRX) має наступний вигляд:

SI

<

де:

SI - кутовий тип координат (предмет знаходиться в нескінченності).

В результаті параксіального аналізу отримуємо значення: f' , S , S_I, S_{IV}, S_V (рис. 3.3)

```

Параксиальный анализ

Кардинальные элементы линз оптической системы
для длины волны = .58910E-03

#      f'      sf      s'f'      sh      s'h'
1- 5   .314425E+02  -.282234E+02  .211921E+02  .321907E+01  -.102504E+02

Параксиальные отрезки

Фокусное расстояние (f')      = .314425E+02
Положение предмета (S)      = .100000E+19
Положение изображения (S')  = .211921E+02
Размер предмета (Y0)        = .100000E+01
Размер изображения (Y0')    = -.314425E+02
Положение входного зрачка (t) = .000000E+00
Положение выходного зрачка (t') = -.138366E+02
Увеличение в зрачках (Vp)   = .111406E+01

```

Рисунок 3.3 – Результат проведення параксіального аналізу

SYST:П*с+о` -.,%` 1
SCALE:2.5503357

y GA AL/X
/Z
z x BE/Y
SYSTEM SCREEN

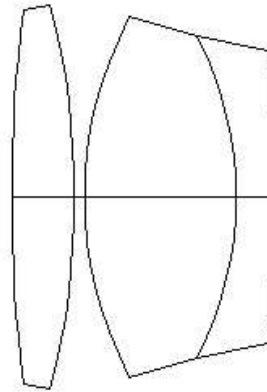


Рисунок 3.4 - Оптична схема окуляра Кельнера

Використовуючи розраховане значення f'_{OK} і значення фокуса окуляра згідно завдання визначимо коефіцієнт масштабування:

$$K = \frac{f'_{OK \text{ розр.}}}{f'_{OK}} \quad K = \frac{21,875}{31,4425} \approx 0,6957 \quad (3.13)$$

Розрахуємо основні конструктивні параметри окуляра, враховуючи коефіцієнт масштабування:

а) радіус кривизни кожної поверхні окуляра

$$r_{i \text{ розр}} = K \cdot r_{i \text{ зад}}, \quad i = \overline{1, n}, \quad (3.14)$$

де: n – кількість поверхонь;

б) відстань між сусідніми поверхнями

$$d_{i \text{ розр}} = K \cdot d_{i \text{ зад}}, \quad i = \overline{1, (n-1)}. \quad (3.15)$$

$$\begin{aligned}
 r_{1\text{ розр}} &= 0,6957 \cdot 109,4 = 76,11\text{мм} \\
 r_{2\text{ розр}} &= 0,6957 \cdot (-58,61) = -40,776\text{мм} \\
 r_{3\text{ розр}} &= 0,6957 \cdot 29,17 = 20,29399\text{мм} \\
 r_{4\text{ розр}} &= 0,6957 \cdot (-27,29) = -18,986\text{мм} \\
 r_{5\text{ розр}} &= 0,6957 \cdot (-181,55) = -126,30695\text{мм} \\
 d_{1\text{ розр}} &= 0,6957 \cdot 5 = 3,478572\text{мм} \\
 d_{2\text{ розр}} &= 0,6957 \cdot 0,8 = 0,55657\text{мм} \\
 d_{3\text{ розр}} &= 0,6957 \cdot 12 = 8,34857\text{мм} \\
 d_{4\text{ розр}} &= 0,6957 \cdot 3 = 2,0871\text{мм}
 \end{aligned}$$

Розрахуємо мінімально допустимий світловий діаметр окуляра:

$$D_{\text{св_окуляра}} = f'_{\text{ОБ}} \cdot \text{tg}(\omega) + f'_{\text{ОК}} \cdot \text{tg}\left(\arcsin\left(\frac{D_{\text{ок}}/2 + f'_{\text{ОБ}} \cdot \text{tg}(\omega)}{f'_{\text{ОБ}}}\right)\right); \quad (3.16)$$

$$D_{\text{св_окуляра}} = 328,125 \cdot \text{tg}(1,3) + 21,875 \cdot \text{tg}\left(\arcsin\left(\frac{30 + 328,125 \cdot \text{tg}(1,3)}{328,125}\right)\right) \approx 9,959\text{мм}$$

Розрахуємо основні конструктивні параметри окуляра: f' , S_f , S'_f , S_H , S'_H , коефіцієнти аберацій III - го порядку S_1 , S_2 , S_3 , S_4 , S_5 .

Для розрахунку був складений вхідний файл даних (в оберненому ході променів):

а) оптичної схеми

```

TITL' F=21.875'
WL=0.5891-3, 0.4345-3, 0.656-3
/1/          H=7.93      R=126.30695   GL=TФ4   EOS
/2/ D=2.0871  H=8.696    R=18.986     GL=TK23  EOS
/3/ D=8.34857 H=9.705    R=-20.29399          EOS
/4/ D=0.55657 H=10.227   R=40.776     GL=K8    EOS
/5/ D=3.47857 H=10.192   R=-76.111          EOS

```

END

б) для параксіального аналізу

SI

H1=30

<.

В результаті вводу вхідних параметрів отримаємо наступні результати:

1. Графічне зображення оптичної схеми в оберненому ході променів (рис. 3.5.)

SYST:F=21.875
SCALE:3.7156542

Y GA AL/X
Z X /Z
BE/Y
SYSTEM SCREEN

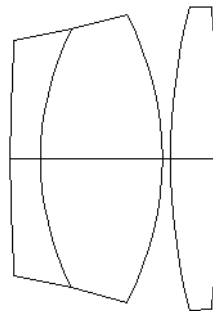


Рисунок 3.5 - Оптична схема окуляра Кельнера

2. В результаті параксіального аналізу отримаємо значення основних параксіальних відрізків оптичної системи в оберненому ході променів (рис. 3.6):

Параксіальний аналіз			
Кардинальні елементи лінз оптичної системи			
для довжини хвилі = .58910E-03			
#	f'	sf	z*f'
1- 5	.218750E+02	-.147437E+02	.196355E+02
Параксіальні відрізки			
Фокусне відстань (f')	=	.218750E+02	
Положення предмета (S)	=	.100000E+19	
Положення зображення (S')	=	.196355E+02	
Розмір предмета (Y0)	=	.100000E+01	
Розмір зображення (Y0')	=	-.218750E+02	
Положення вхідного променя (t)	=	.000000E+00	
Положення вихідного променя (t')	=	-.128202E+02	
Збільшення в променях (Vp)	=	.148368E+01	

Рисунок 3.6 – Параксіальні відрізки в оберненому ході променів

3. Коефіцієнти аберацій 3 порядку (рис. 3.7):

Параксиальный анализ

Вторичный спектр

#	Дл. волны	S'	PS'хр.	Y'	PY'хр.
1	.58910E-03	.19635E+02		-.21875E+02	
2	.43450E-03	.19633E+02	-.28515E-02	-.21752E+02	.12336E+00
3	.65600E-03	.19656E+02	.20458E-01	-.21906E+02	-.30708E-01
Хроматизм положения (2-3) =					-.23310E-01
Хроматизм увеличения(2-3) =					.15407E+00

де: PS'хр - хроматизм положення;
PY'хр - хроматизм збільшення.

Параксиальный анализ

Коэффициенты абераций 3-го порядка по поверхностям

#	s1	s2	s3	s4	s5	s1c	s2c
1	.00127	-.00733	.04233	.22292	-1.53157	-.00424	.00000
2	.20620	.12289	-.07324	-.19012	.15696	.02788	.00089
3	1.71871	.51341	.15336	1.20957	.40713	-.01581	-.00269
4	-.00084	-.01327	-.20987	.55294	5.42599	.00051	.00009
5	.88497	.39428	.17566	.29623	.21024	-.00931	-.00235
						-.00097	-.00407

Коэффициенты абераций 3-го порядка по цветам

#	Дл. волны	s1	s2	s3	s4	s5
1	.58910E-03	.2398E+01	.1010E+01	.8824E-01	.2092E+01	.4669E+01
2	.43450E-03	.2434E+01	.1028E+01	.8859E-01	.2101E+0	.4736E+01
3	.65600E-03	.2389E+01	.1006E+01	.8810E-01	.2089E+01	.4652E+01

Рисунок 3.7 – Коефіцієнти аберацій 3 порядку.

Також були сформовані графіки діаграми Ділаано, хроматичних аберацій, діаграми аберацій третього порядку:

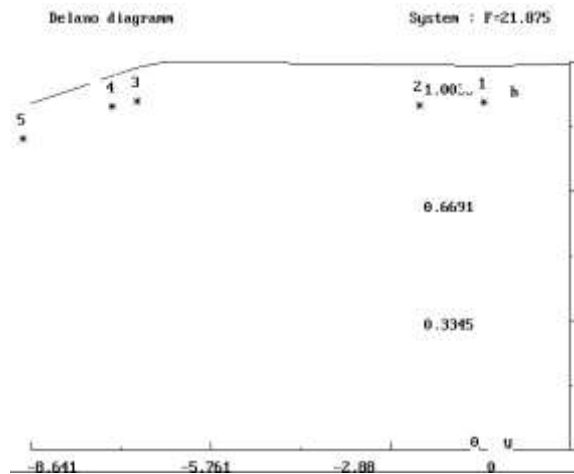


Рисунок 3.8 – Діаграма Ділано

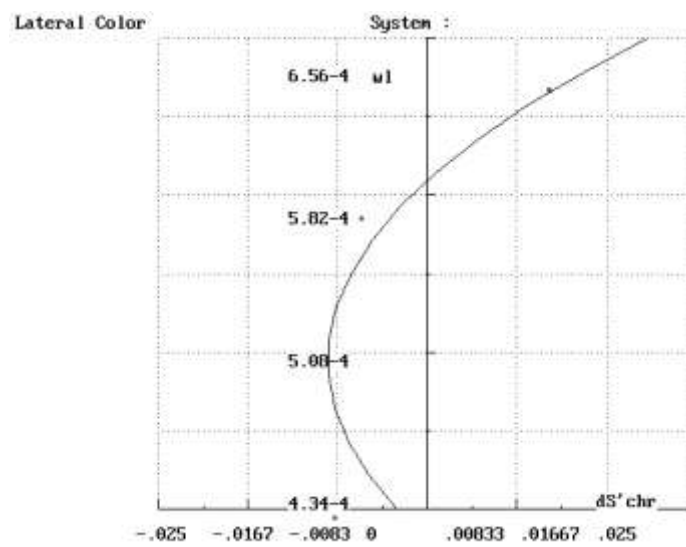


Рисунок 3.9 – Хроматичні аберації

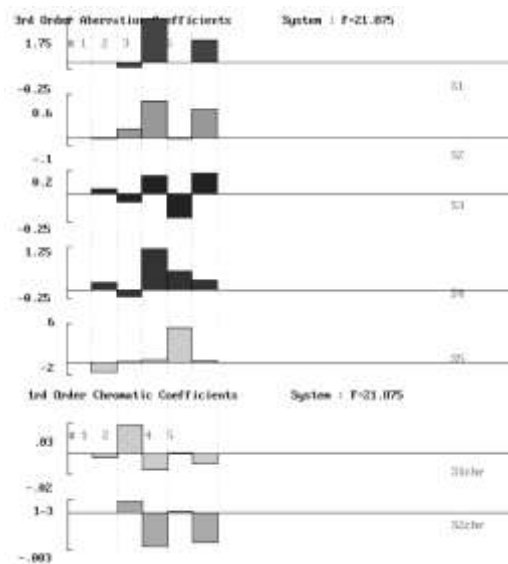


Рисунок 3.10 - Діаграма коефіцієнтів аберації третього порядку

Продовження таблиці 3.2.

9	292,4	79,98	- 161,81	2	3	Ф4	КФ4	18	250
10	319,9	- 66,22	- 159,22	4,4	2,7	К8	Ф1	21	250,4
11	363,1	- 74,82	- 179,5	5	3,1	К8	Ф1	21	283
12	425,6	- 87,9	- 210,9	5,8	3,6	К8	Ф1	21	332
13	270,4	112,62	- 542,93	3,6	5,8	Ф1	К8	25	426,67
14	368,1	- 267,62	- 816,6	4,4	3,9	К8	ТФ2	25	610,04
15	570,2	- 363,1	- 879,0	8	6	БК108	ТФ3	58	768
16	578,1	- 415,0	- 1786,5	20	15	К8	Ф1	150	998,3
17	247,2	142,56	∞	9	11	ТФ1	К3	80	599,3

Для розрахунку параметрів був створений файл (*.LEN) вхідних початкових даних конструктива системи.

```
TITL 'F=559.3'
WL=0.5891-3, 0.4345-3, 0.656-3
/1/          H=40          R=247.2          GL=ТФ1          EOS
/2/   D=9      H=40          R=142.56          GL=К3          EOS
/3/   D=11     H=40          PL                      EOS
END
```

Були визначені основні конструктивні параметри об'єктива. Використовуючи дані попередніх розрахунків з розділу 3.1 (f'_{OB}) був розрахований коефіцієнт масштабування об'єктива.

$$K = \frac{f'_{OB\text{розр}}}{f'_{OB}} \quad K = \frac{328,125}{599,3} \approx 0,54751377 \quad (3.17)$$

Були розраховані основні конструктивні параметри об'єктива, враховуючи коефіцієнт масштабування:

а) радіус кривизни кожної поверхні об'єктива:

$$r_{i \text{ розр}} = K \cdot r_{i \text{ зад}}, \quad i = \overline{1, n} \quad (3.18)$$

де: n – кількість поверхонь;

б) відстань між сусідніми поверхнями

$$d_{i \text{ розр}} = K \cdot d_{i \text{ зад}}, \quad i = \overline{1, (n-1)} \quad (3.19)$$

$$r_{1 \text{ розр}} = 0,54751377 \cdot 247,2 = 135,345 \text{ мм}$$

$$r_{2 \text{ розр}} = 0,54751377 \cdot 142,56 = 78,05356 \text{ мм}$$

$$r_{3 \text{ розр}} = 0,54751377 \cdot \infty = \infty \text{ мм}$$

$$d_{1 \text{ розр}} = 0,54751377 \cdot 9 = 4,9276 \text{ мм}$$

$$d_{1 \text{ розр}} = 0,54751377 \cdot 11 = 6,02265 \text{ мм}$$

Світловий діаметр об'єктива не повинен бути меншим діаметра вхідної зіниці, тому приймаємо $D_{\text{СВ ОБ}} = 60 \text{ мм}$.

Файл вхідних параметрів має наступний вигляд:

```
TITL 'F=328.125'
WL=0.5891-3, 0.4345-3, 0.656-3
/1/          H=30   R=135.3476614   GL=TФ1   EOS
/2/ D=4.92770612   H=30   R=78.05486492   GL=K3    EOS
/3/ D=6.02275192   H=30   PL                                EOS
END
```

В результаті вводу вхідних параметрів отримаємо наступні результати:

1. Зображення оптичної системи:

SYST:F=328.125
SCALE:1.2666666

Y GA ALX
Z X BE/Y
SYSTEM SCREEN



Рисунок 3.11 – Оптична система об'єктива

2. В результаті параксіального аналізу отримали значення основних параксіальних відрізків оптичної системи (рис. 3.12):

Параксиальный анализ

Кардинальные элементы линз оптической системы
для длины волны = .58910E-03

#	f'	Sf	S'f'	Sh	S'h'
1- 3	.328125E+03	-.329854E+03	.319441E+03	-.172894E+01	-.868375E+01

Параксиальные отрезки

Фокусное расстояние (f')	=	.328125E+03
Положение предмета (S)	=	.100000E+19
Положение изображения (S')	=	.319441E+03
Размер предмета (Y0)	=	.100000E+01
Размер изображения (Y0')	=	-.328125E+03
Положение входного зрачка (t)	=	.000000E+00
Положение выходного зрачка (t')	=	-.696387E+01
Увеличение в зрачках (Vp)	=	.994758E+00

Рисунок 3.12 – Результати параксіального аналізу

3. Коэффициенты абераций третьего порядка (рис. 3.13):

#	Дл. волны	Вторичный спектр				Y'	ΠY'xp.
		S'	ΠS'xp.	Y'	ΠY'xp.		
1	.58910E-03	.31944E+03			-.32813E+03		
2	.43450E-03	.31981E+03	.36484E+00		-.32821E+03	-.87679E-01	
3	.65600E-03	.31967E+03	.22778E+00		-.32811E+03	.15710E-01	
		Хроматизм положения (2-3) =			.13705E+00		
		Хроматизм увеличения (2-3) =			-.10339E+00		
Коэффициенты абераций 3-го порядка по поверхностям							
#	s1	s2	s3	s4	s5	s1c	s2c
1	3.39905	-1.40207	.57834	2.58624	-1.30535	-.04520	.00000
2	-3.80708	.76993	-.15571	-.63069	.15904	.05369	.00030
3	.54657	.54945	.55234	.00000	.55525	-.00806	-.00011
						.00043	.00019
Коэффициенты абераций 3-го порядка по цветам							
#	Дл. волны	s1	s2	s3	s4	s5	
1	.58910E-03	.1385E+00	-.8269E-01	.9750E+00	.1956E+01	-.5911E+00	
2	.43450E-03	.1432E+00	-.6049E-01	.9784E+00	.1961E+01	-.5913E+00	
3	.65600E-03	.1396E+00	-.8817E-01	.9741E+00	.1953E+01	-.5910E+00	

Рисунок 3.13 – Коэффициенти абераций третього порядку

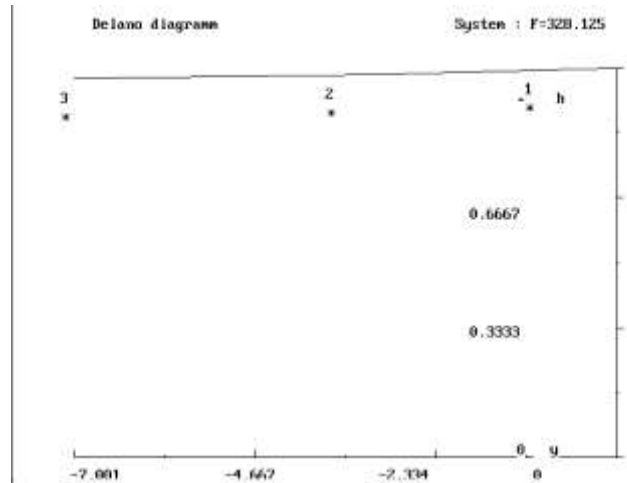


Рисунок 3.14 – Діаграма Діано

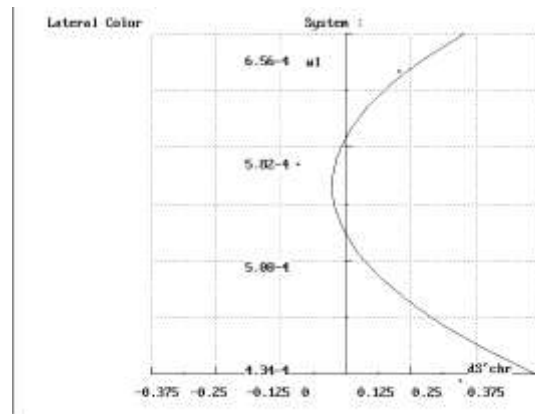


Рисунок 3.15 – Хроматичні аберації

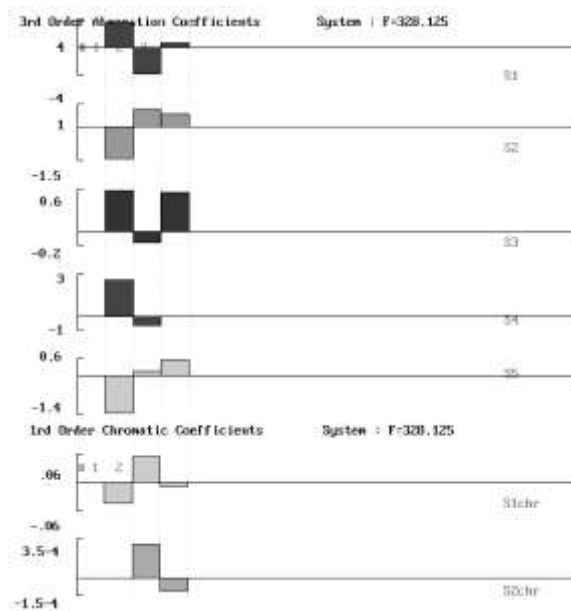


Рисунок 3.16 – Діаграма коефіцієнтів аберації третього порядку

Розрахуємо відстань між вихідною поверхнею об'єктива і вхідною поверхнею окуляра:

$$L = S'_{F' \text{ об'єктива}} + S'_{F' \text{ окуляра}} \quad (3.20)$$

$$L = 319,441 + 19,6355 = 339,0765 \text{ мм}$$

З'єднаємо системи об'єктива і окуляра:

```

TITL 'TUBE'
WL=0.5891-3, 0.4345-3, 0.656-3
/1/          H=30      R=135.3476614  GL=TФ1  EOS
/2/ D=4.92770612 H=30      R=78.05486492  GL=K3   EOS
/3/ D=6.02275192 H=30      PL                      EOS
/4/ D=339.0765   H=10.192 R=76.111          GL=K8   EOS
/5/ D=3.47857   H=10.227 R=-40.776          EOS
/6/ D=0.55657   H=9.705  R=20.29399          GL=TK23 EOS
/7/ D=8.34857   H=8.696  R=-18.986          GL=TФ4  EOS
/8/ D=2.0871    H=7.93   R=-126.30695         EOS
END

```

Проводимо параксіальний аналіз отриманої оптичної системи. В результаті аналізу отримуємо положення вихідної зіниці зорової труби (рис. 3.17).

Параксиальный анализ

Параксиальные отрезки

```

Фокусное расстояние (f')      = .309115E+08
Положение предмета (S)       = .100000E+19
Положение изображения (S')   = -.206075E+07
Размер предмета (Y0)         = .100000E+01
Размер изображения (Y0')     = -.309115E+08
Положение входного луча (t)   = .000000E+00
Положение выходного луча (t') = .162097E+02
Увеличение в лучах (Vp)      = -.666667E-01

```

Рисунок 3.17 – Результат параксіального аналізу

3.5 Огляд тринокулярного мікроскопа

Для проведення дослідження був вибраний тринокулярний мікроскоп марки SIGETA MB-303 (рис. 3.18).



Рисунок 3.18 - Тринокулярний мікроскоп марки SIGETA MB-303

SIGETA MB-303 40x-1600x LED Trino – універсальний біологічний мікроскоп з тринокулярною оптичною головою. Призначений для гістологічних, бактеріологічних і цитологічних досліджень біоматеріалу, допускає можливість встановлення камери для фотофіксації лабораторних експериментів. Оптика мікроскопа генерує деталізовану, повнобарвну і яскраву картинку, завдяки чому модель MB-303 доцільно застосовувати і з освітньою метою.

Мікроскоп укомплектовано набором ахроматичних об'єктивів на 4x, 10x, 40x, 100x класу Extra Achromat (з покращеною корекцією кривизни поля). Об'єктиви виготовлено за німецьким стандартом DIN, з парфокальною висотою 45 мм. До комплекту SIGETA MB-303 40x-1600x також входять 2 пари ширококутних окулярів на 10x та 16x: залежно від комбінації окулярів і

об'єктива загальне збільшення оптичної системи може складати від 40 до 1600 раз.

Технічні характеристики

- Класифікація: біологічний
- Призначення: лабораторний
- Збільшення: 40x-1600x
- Об'єктиви: ахроматичні 4x, 10x, 40x(s), 100x(s, oil)
- Окуляри: 10x/18 мм та 16x/13 мм (в мм зазначено лінійне поле зору)
- Діоптрійна корекція: ± 5 на обох окулярних трубках
- Оптична довжина тубуса: 160 мм
- Тип мікроскопії: світлого поля
- Фокусування: грубе і точне, з коаксіальним управлінням і кільцем фіксації налаштувань
- Тип фокусування: переміщенням предметного столика
- Предметний столик: 140 x 155 мм
- Мікрометричні супорти, ноніус-шкала
- Варіювання висоти предметного столика: до 25 мм
- Конденсор Аббе 1.25 N. A. з ірисовою апертурною діафрагмою
- Підсвітка: нижня з лінзовим колектором
- Тип освітлення: LED-лампа 1Вт регульованої яскравості
- Живлення: від електромережі 220В

Особливості конструкції

- Голова мікроскопа: тринокулярна, розсувна (обертання на 360° , нахил на 45°)
- Посадковий діаметр окулярів: 23.2 мм
- Регулювання міжзіничної відстані: 55-75 мм
- Револьвер: на 4 об'єктиви, орієнтований назовні
- Механізм центрування та регулювання висоти конденсора
- Корпус: металевий з накладками для зручності розташування рук
- Прогумовані ніжки, що запобігають ковзанню

Перелік технічних характеристик моделі свідчить про те, що за функціоналом, якістю оптики та зручністю налаштування тринокулярний мікроскоп SIGETA MB-303 є однією з найбільш вдаливих моделей, здатних до продуктивної роботи в будь-якій лабораторії.

4 ЕКОНОМІЧНА ЧАСТИНА

Виконання науково-дослідної роботи завжди передбачає отримання певних результатів і вимагає відповідних витрат. Результати виконаної роботи завжди дають нам нові знання, які в подальшому можуть бути використані для удосконалення та/або розробки (побудови) нових, більш продуктивних зразків техніки, процесів та програмного забезпечення.

Дослідження на тему «Інтелектуальна система для діагностування структурних змін при патології ока» може бути віднесено до фундаментальних і пошукових наукових досліджень і спрямоване на вирішення наукових проблем, пов'язаних з практичним застосуванням. Основою таких досліджень є науковий ефект, який виражається в отриманні наукових результатів, які збільшують обсяг знань про природу, техніку та суспільство, які розвивають теоретичну базу в тому чи іншому науковому напрямку, що дозволяє виявити нові закономірності, які можуть використовуватися на практиці.

Для цього випадку виконаємо такі етапи робіт:

- 1) здійснимо проведення наукового аудиту досліджень, тобто встановлення їх наукового рівня та значимості;
- 2) проведемо планування витрат на проведення наукових досліджень;
- 3) здійснимо розрахунок рівня важливості наукового дослідження та перспективності, визначимо ефективність наукових досліджень.

4.1 Оцінювання наукового ефекту

Основними ознаками наукового ефекту науково-дослідної роботи є новизна роботи, рівень її теоретичного опрацювання, перспективність, рівень розповсюдження результатів, можливість реалізації. Науковий ефект НДР на тему «Інтелектуальна система для діагностування структурних змін при патології ока» можна охарактеризувати двома показниками: ступенем наукової новизни та рівнем теоретичного опрацювання.

Значення показників ступеня новизни і рівня теоретичного опрацювання науково-дослідної роботи в балах наведені в табл. 4.1 та 4.2.

Таблиця 4.1 – Показники ступеня новизни науково-дослідної роботи

Ступінь новизни	Характеристика ступеня новизни	Значення ступеня новизни, бали		
		Експерти (ПІБ, посада)		
		1	2	3
Принципово нова	Робота якісно нова за постановкою задачі і ґрунтується на застосуванні оригінальних методів дослідження. Результати дослідження відкривають новий напрям в даній галузі науки і техніки. Отримані принципово нові факти, закономірності; розроблена нова теорія. Створено принципово новий пристрій, спосіб, метод	61	-	-
Нова	Отримана нова інформація, яка суттєво зменшує невизначеність наявних значень (по-новому або вперше пояснені відомі факти, закономірності, впроваджені нові поняття, розкрита структура змісту). Проведено суттєве вдосконалення, доповнення і уточнення раніше досягнутих результатів	-	48	56
Відносно нова	Робота має елементи новизни в постановці задачі і методах дослідження. Результати дослідження систематизують і узагальнюють наявну інформацію, визначають шляхи подальших досліджень; вперше знайдено зв'язок (або знайдено новий зв'язок) між явищами. В принципі відомі положення розповсюджені на велику кількість об'єктів, в результаті чого знайдено ефективне рішення. Розроблені більш прості способи для досягнення відомих результатів. Проведена часткова раціональна модифікація (з ознаками новизни)	-	-	-
Традиційна	Робота виконана за традиційною методикою. Результати дослідження мають інформаційний характер. Підтверджені або поставлені під сумнів відомі факти та твердження, які потребують перевірки. Знайдено новий варіант рішення, який не дає суттєвих переваг в порівнянні з існуючим	-	-	-
Не нова	Отримано результат, який раніше зафіксований в інформаційному полі, та не був відомий авторам	-	-	-
Середнє значення балів експертів		55,0		

Згідно отриманого середнього значення балів експертів ступінь новизни характеризується як нова, тобто отримана нова інформація, яка суттєво зменшує невизначеність наявних знань (по-новому або вперше пояснені відомі факти, закономірності, впроваджені нові поняття, розкрита структура змісту) та проведено суттєве вдосконалення, доповнення і уточнення раніше досягнутих результатів.

Таблиця 4.2 – Показники рівня теоретичного опрацювання науково-дослідної роботи виставлені експертами

Характеристика рівня теоретичного опрацювання	Значення показника рівня теоретичного опрацювання, бали		
	Експерт (ПІБ, посада)		
	1	2	3
Відкриття закону, розробка теорії	-	-	-
Глибоке опрацювання проблеми: багатоаспектний аналіз зв'язків, взаємозалежності між фактами з наявністю пояснень, наукової систематизації з побудовою евристичної моделі або комплексного прогнозу	60	-	-
Розробка способу (алгоритму, програми), пристрою, отримання нової речовини	-	56	58
Елементарний аналіз зв'язків між фактами та наявною гіпотезою, класифікація, практичні рекомендації для окремого випадку тощо	-	-	-
Опис окремих елементарних фактів, викладення досвіду, результатів спостережень, вимірювань тощо	-	-	-
Середнє значення балів експертів	58,0		

Згідно отриманого середнього значення балів експертів рівень теоретичного опрацювання науково-дослідної роботи характеризується як розробка способу (алгоритму, програми), пристрою, отримання нової речовини.

Показник, який характеризує рівень наукового ефекту, визначаємо за формулою [Козловський, Лесько, Кавецький]:

$$E_{\text{нау}} = 0,6 \cdot k_{\text{нов}} + 0,4 \cdot k_{\text{теор}}, \quad (4.1)$$

де $k_{нов}$, $k_{теор}$ - показники ступеня новизни та рівня теоретичного опрацювання науково-дослідної роботи, $k_{нов} = 55,0$, $k_{теор} = 58,0$ балів;

0,6 та 0,4 – питома вага (значимість) показників ступеня новизни та рівня теоретичного опрацювання науково-дослідної роботи.

$$E_{нау} = 0,6 \cdot k_{нов} + 0,4 \cdot k_{теор} = 0,6 \cdot 55,0 + 0,4 \cdot 58,00 = 56,20 \text{ балів.}$$

Визначення характеристики показника $E_{нау}$ проводиться на основі висновків експертів виходячи з граничних значень, які наведені в табл. 4.3.

Таблиця 4.3 – Граничні значення показника наукового ефекту

Досягнутий рівень показника	Кількість балів
Високий	70...100
Середній	50...69
Достатній	15...49
Низький (помилкові дослідження)	1...14

Відповідно до визначеного рівня наукового ефекту проведеної науково-дослідної роботи на тему «Інтелектуальна система для діагностування структурних змін при патології ока», даний рівень становить 56,20 балів і відповідає статусу - середній рівень. Тобто у даному випадку можна вести мову про потенційну фактичну ефективність науково-дослідної роботи.

4.2 Розрахунок витрат на здійснення науково-дослідної роботи

Витрати, пов'язані з проведенням науково-дослідної роботи на тему «Інтелектуальна система для діагностування структурних змін при патології ока», під час планування, обліку і калькулювання собівартості науково-дослідної роботи групуємо за відповідними статтями.

4.2.1 Витрати на оплату праці

До статті «Витрати на оплату праці» належать витрати на виплату основної та додаткової заробітної плати керівникам відділів, лабораторій, секторів і груп, науковим, інженерно-технічним працівникам, конструкторам, технологам, креслярам, копіювальникам, лаборантам, робітникам, студентам, аспірантам та іншим працівникам, безпосередньо зайнятим виконанням

конкретної теми, обчисленої за посадовими окладами, відрядними розцінками, тарифними ставками згідно з чинними в організаціях системами оплати праці.

Основна заробітна плата дослідників

Витрати на основну заробітну плату дослідників (Z_o) розраховуємо у відповідності до посадових окладів працівників, за формулою [Козловський, Лесько, Кавецький]:

$$Z_o = \sum_{i=1}^k \frac{M_{ni} \cdot t_i}{T_p}, \quad (4.2)$$

де k – кількість посад дослідників залучених до процесу досліджень;

M_{ni} – місячний посадовий оклад конкретного дослідника, грн;

t_i – число днів роботи конкретного дослідника, дн.;

T_p – середнє число робочих днів в місяці, $T_p=22$ дні.

$$Z_o = 16980,00 \cdot 36 / 22 = 27785,45 \text{ грн.}$$

Проведені розрахунки зведемо до таблиці.

Таблиця 4.4 – Витрати на заробітну плату дослідників

Найменування посади	Місячний посадовий оклад, грн	Оплата за робочий день, грн	Число днів роботи	Витрати на заробітну плату, грн
Керівник проекту з розробки інтелектуальної системи для діагностування структурних змін при патології ока	16980,00	771,82	36	27785,45
Науковий співробітник сфери дослідження біомедичної апаратури	16050,00	729,55	36	26263,64
Лікар-офтальмолог вищої категорії	13000,00	590,91	7	4136,36
Лаборант	6900,00	313,64	22	6900,00
Всього				65085,45

Основна заробітна плата робітників

Витрати на основну заробітну плату робітників (Z_p) за відповідними найменуваннями робіт НДР на тему «Інтелектуальна система для

діагностування структурних змін при патології ока» розраховуємо за формулою:

$$Z_p = \sum_{i=1}^n C_i \cdot t_i, \quad (4.3)$$

де C_i – погодинна тарифна ставка робітника відповідного розряду, за виконану відповідну роботу, грн/год;

t_i – час роботи робітника при виконанні визначеної роботи, год.

Погодинну тарифну ставку робітника відповідного розряду C_i можна визначити за формулою:

$$C_i = \frac{M_M \cdot K_i \cdot K_c}{T_p \cdot t_{зм}}, \quad (4.4)$$

де M_M – розмір прожиткового мінімуму працездатної особи, або мінімальної місячної заробітної плати (в залежності від діючого законодавства), прийmemo $M_M=6700,00$ грн;

K_i – коефіцієнт міжкваліфікаційного співвідношення для встановлення тарифної ставки робітнику відповідного розряду (табл. Б.2, додаток Б) **[Козловський, Лесько, Кавецький]**;

K_c – мінімальний коефіцієнт співвідношень місячних тарифних ставок робітників першого розряду з нормальними умовами праці виробничих об'єднань і підприємств до законодавчо встановленого розміру мінімальної заробітної плати.

T_p – середнє число робочих днів в місяці, приблизно $T_p = 22$ дн;

$t_{зм}$ – тривалість зміни, год.

$$C_1 = 6700,00 \cdot 1,10 \cdot 1,35 / (22 \cdot 8) = 56,53 \text{ грн.}$$

$$Z_{p1} = 56,53 \cdot 4,55 = 257,22 \text{ грн.}$$

Таблиця 4.5 – Величина витрат на основну заробітну плату робітників

Найменування робіт	Тривалість роботи, год	Розряд роботи	Тарифний коефіцієнт	Погодинна тарифна ставка, грн	Величина оплати на робітника грн
Установка обчислювального обладнання	4,55	2	1,10	56,53	257,22
Підготовка робочого місця дослідника-розробника інтелектуальної системи	3,45	2	1,35	69,38	239,36
Інсталяція програмного забезпечення розробки (моделювання) системи	4,42	4	1,70	87,37	386,16
Введення кодів модулю формування бази даних	2,34	5	1,70	87,37	204,44
Введення кодів модулю аналізу структурних змін при паталогії ока	0,42	5	1,10	56,53	23,74
Введення кодів модулю забезпечення обміну даними	2,67	5	1,70	87,37	233,27
Налагодження системної взаємодії	6,33	4	1,50	77,09	487,97
Інтеграція модулів інтелектуальної системи діагностування	2,44	3	1,35	69,38	169,29
Всього					2001,44

Додаткова заробітна плата дослідників та робітників

Додаткову заробітну плату розраховуємо як 10 ... 12% від суми основної заробітної плати дослідників та робітників за формулою:

$$Z_{\text{дод}} = (Z_o + Z_p) \cdot \frac{H_{\text{дод}}}{100\%}, \quad (4.5)$$

де $H_{\text{дод}}$ – норма нарахування додаткової заробітної плати. Прийmemo 12%.

$$Z_{\text{дод}} = (65085,45 + 2001,44) \cdot 12 / 100\% = 8050,43 \text{ грн.}$$

4.2.2 Відрахування на соціальні заходи

Нарахування на заробітну плату дослідників та робітників розраховуємо як 22% від суми основної та додаткової заробітної плати дослідників і робітників за формулою:

$$Z_n = (Z_o + Z_p + Z_{\text{дод}}) \cdot \frac{H_{\text{зн}}}{100\%} \quad (4.6)$$

де $H_{\text{зн}}$ – норма нарахування на заробітну плату. Приймаємо 22%.

$$Z_n = (65085,45 + 2001,44 + 8050,43) \cdot 22 / 100\% = 16530,21 \text{ грн.}$$

4.2.3 Сировина та матеріали

До статті «Сировина та матеріали» належать витрати на сировину, основні та допоміжні матеріали, інструменти, пристрої та інші засоби і предмети праці, які придбані у сторонніх підприємств, установ і організацій та витрачені на проведення досліджень за темою «Інтелектуальна система для діагностування структурних змін при патології ока».

Витрати на матеріали на даному етапі проведення досліджень в основному пов'язані з використанням моделей елементів та моделювання роботи і досліджень за допомогою комп'ютерної техніки та створення експериментальних математичних моделей або програмного забезпечення, тому дані витрати формуються на основі витратних матеріалів характерних для офісних робіт.

Витрати на матеріали (M), у вартісному вираженні розраховуються окремо по кожному виду матеріалів за формулою:

$$M = \sum_{j=1}^n H_j \cdot C_j \cdot K_j - \sum_{j=1}^n B_j \cdot C_{\text{е},j}, \quad (4.7)$$

де H_j – норма витрат матеріалу j -го найменування, кг;

n – кількість видів матеріалів;

C_j – вартість матеріалу j -го найменування, грн/кг;

K_j – коефіцієнт транспортних витрат, ($K_j = 1,1 \dots 1,15$);

B_j – маса відходів j -го найменування, кг;

C_{ej} – вартість відходів j -го найменування, грн/кг.

$$M_1 = 3,0 \cdot 208,00 \cdot 1,1 - 0,0 \cdot 0,0 = 686,40 \text{ грн.}$$

Проведені розрахунки зведемо до таблиці.

Таблиця 4.6 – Витрати на матеріали

Найменування матеріалу, марка, тип, сорт	Ціна за 1 кг, грн	Норма витрат, кг	Величина відходів, кг	Ціна відходів, грн/кг	Вартість витраченого матеріалу, грн
Папір офісний А4, Crystal Pro80, клас С, 500 л, UPM	208,00	3,0	0,0	0,0	686,40
Папір офісний А3, Maestro Standart+, клас В, 80 г/м ² , 500 л, Mondi	400,00	1,0	0,0	0,0	440,00
Папір офісний Офіс Центр А5 80г/м ² 500 аркушів клас С	121,00	3,0	0,0	0,0	399,30
Органайзер для канцелярського начиння	186,00	2,0	0,0	0,0	409,20
ДИСК CD-R VERBATIM 700MB 80MIN 52X BULK 50	24,00	4,0	0,0	0,0	105,60
USB флеш накопичувач 32 ГБ	169,00	1,0	0,0	0,0	185,90
Спирт медичний (C ₂ H ₅ OH)	340,00	0,250	0,0	0,0	93,50
Розчин дезинфікуючий	218,00	0,500	0,0	0,0	119,90
Серветки для очищення оптики	52,00	15,000	0,0	0,0	858,00
Всього					3297,80

4.2.4 Розрахунок витрат на комплектуючі

Витрати на комплектуючі (K_6), які використовують при проведенні НДР на тему «Інтелектуальна система для діагностування структурних змін при патології ока», розраховуємо, згідно з їхньою номенклатурою, за формулою:

$$K_6 = \sum_{j=1}^n H_j \cdot C_j \cdot K_j \quad (4.8)$$

де H_j – кількість комплектуючих j -го виду, шт.;

C_j – покупна ціна комплектуючих j -го виду, грн;

K_j – коефіцієнт транспортних витрат, ($K_j = 1,1 \dots 1,15$).

$$K_6 = 1 \cdot 4035,00 \cdot 1,1 = 4438,50 \text{ грн.}$$

Проведені розрахунки зведемо до таблиці.

Таблиця 4.7 – Витрати на комплектуючі

Найменування комплектуючих	Кількість, шт.	Ціна за штуку, грн	Сума, грн
Жорсткий диск WD 3.5" SATA III 1000Gb 7200rpm 64mb (WD1003FZEX)	1	4035,00	4438,50
Зовнішній жорсткий диск 1Tb Transcend StoreJet (TS1TSJ25M3S) Iron Gray	1	2199,00	2418,90
Всього			6857,40

4.2.5 Спецустаткування для наукових (експериментальних) робіт

До статті «Спецустаткування для наукових (експериментальних) робіт» належать витрати на виготовлення та придбання спецустаткування необхідного для проведення досліджень, також витрати на їх проектування, виготовлення, транспортування, монтаж та встановлення.

Балансову вартість спецустаткування розраховуємо за формулою:

$$B_{\text{спец}} = \sum_{i=1}^k C_i \cdot C_{\text{пр.і}} \cdot K_i, \quad (4.9)$$

де C_i – ціна придбання одиниці спецустаткування даного виду, марки, грн;

$C_{\text{пр.і}}$ – кількість одиниць устаткування відповідного найменування, які придбані для проведення досліджень, шт.;

K_i – коефіцієнт, що враховує доставку, монтаж, налагодження устаткування тощо, ($K_i = 1,10 \dots 1,12$);

k – кількість найменувань устаткування.

$$B_{\text{нец}} = 3900,00 \cdot 1 \cdot 1,01 = 3939,00 \text{ грн.}$$

Отримані результати зведемо до таблиці:

Таблиця 4.8 – Витрати на придбання спецустаткування по кожному виду

Найменування устаткування	Кількість, шт	Ціна за одиницю, грн	Вартість, грн
Офтальмоскоп Riccolight E50 KaWe	1	3900,00	3939,00
Офтальмоскоп панорамный PanOptic	1	28500,00	28785,00
Всього			32724,00

4.2.6 Програмне забезпечення для наукових (експериментальних) робіт

До статті «Програмне забезпечення для наукових (експериментальних) робіт» належать витрати на розробку та придбання спеціальних програмних засобів і програмного забезпечення, (програм, алгоритмів, баз даних) необхідних для проведення досліджень, також витрати на їх проектування, формування та встановлення.

Балансову вартість програмного забезпечення розраховуємо за формулою:

$$B_{\text{прог}} = \sum_{i=1}^k C_{\text{прог}} \cdot C_{\text{прог},i} \cdot K_i, \quad (4.10)$$

де $C_{\text{прог}}$ – ціна придбання одиниці програмного засобу даного виду, грн;

$C_{\text{прог},i}$ – кількість одиниць програмного забезпечення відповідного найменування, які придбані для проведення досліджень, шт.;

K_i – коефіцієнт, що враховує інсталяцію, налагодження програмного засобу тощо, ($K_i = 1,10 \dots 1,12$);

k – кількість найменувань програмних засобів.

$$B_{\text{прог}} = 245,00 \cdot 2 \cdot 1,01 = 494,90 \text{ грн.}$$

Отримані результати зведемо до таблиці:

Таблиця 4.9 – Витрати на придбання програмних засобів по кожному виду

Найменування програмного засобу	Кількість, шт	Ціна за одиницю, грн	Вартість, грн
Доступ до мережі Internet (високошвидкісний) грн/місяць	2	245,00	494,90
Математичне середовище MatLab 12	1	9860,00	9958,60
Прикладне ПЗ Mathematica	1	7580,00	7655,80
Всього			18109,30

4.2.7 Амортизація обладнання, програмних засобів та приміщень

В спрощеному вигляді амортизаційні відрахування по кожному виду обладнання, приміщень та програмному забезпеченню тощо, розраховуємо з використанням прямолінійного методу амортизації за формулою:

$$A_{обл} = \frac{Ц_{б}}{T_{в}} \cdot \frac{t_{вик}}{12}, \quad (4.11)$$

де $Ц_{б}$ – балансова вартість обладнання, програмних засобів, приміщень тощо, які використовувались для проведення досліджень, грн;

$t_{вик}$ – термін використання обладнання, програмних засобів, приміщень під час досліджень, місяців;

$T_{в}$ – строк корисного використання обладнання, програмних засобів, приміщень тощо, років.

$$A_{обл} = (42899,00 \cdot 2) / (3 \cdot 12) = 2383,28 \text{ грн.}$$

Проведені розрахунки зведемо до таблиці.

Таблиця 4.10 – Амортизаційні відрахування по кожному виду обладнання

Найменування обладнання	Балансова вартість, грн	Строк корисного використання, років	Термін використання обладнання, місяців	Амортизаційні відрахування, грн
Програмно-аналітичний комплекс розробки ітелектуальної системи на базі ПК HP i7-JD3200-UA23	42899,00	3	2	2383,28

Обладнання виводу інформації Лазерний принтер HP LaserJet Pro M102w c Wi-Fi (G3Q35A)	7499,00	4	2	312,46
Робоче місце дослідника спеціалізоване	7700,00	5	2	256,67
Офісна оргтехніка	8990,00	5	2	299,67
Приміщення лабораторії досліджень	629000,00	25	2	4193,33
ОС Windows 11	8460,00	3	2	470,00
Пакет Microsoft Office 2019	7840,00	3	2	435,56
Немидриатична цифрова ретінальна камера CR-2 Plus AF	328000,00	5	2	10933,33
Спектральний оптико-когерентний томограф НОСТ-1/1F HUVITZ	1374190,00	7	2	32718,81
Всього				52003,10

4.2.8 Паливо та енергія для науково-виробничих цілей

Витрати на силову електроенергію (B_e) розраховуємо за формулою:

$$B_e = \sum_{i=1}^n \frac{W_{yi} \cdot t_i \cdot C_e \cdot K_{eni}}{\eta_i}, \quad (4.12)$$

де W_{yi} – встановлена потужність обладнання на визначеному етапі розробки, кВт;

t_i – тривалість роботи обладнання на етапі дослідження, год;

C_e – вартість 1 кВт-години електроенергії, грн; (вартість електроенергії визначається за даними енергопостачальної компанії), прийmemo $C_e = 7,50$ грн;

K_{eni} – коефіцієнт, що враховує використання потужності, $K_{eni} < 1$;

η_i – коефіцієнт корисної дії обладнання, $\eta_i < 1$.

$$B_e = 0,36 \cdot 280,0 \cdot 7,50 \cdot 0,95 / 0,97 = 756,00 \text{ грн.}$$

Проведені розрахунки зведемо до таблиці.

Таблиця 4.11 – Витрати на електроенергію

Найменування обладнання	Встановлена потужність, кВт	Тривалість роботи, год	Сума, грн
Програмно-аналітичний комплекс розробки інтелектуальної системи на базі ПК HP i7-JD3200-UA23	0,36	280,0	756,00
Обладнання виводу інформації Лазерний принтер HP LaserJet Pro M102w c Wi-Fi (G3Q35A)	0,25	4,0	7,50
Робоче місце дослідника спеціалізоване	0,07	280,0	147,00
Офісна оргтехніка	0,45	1,3	4,39
Немидриатична цифрова ретінальна камера CR-2 Plus AF	0,12	50,0	45,00
Спектральний оптико-когерентний томограф НОСТ-1/1F HUVITZ	1,50	10,0	112,50
Офтальмоскоп панорамний PanOptic	0,10	50,0	37,50
Всього			1109,89

4.2.9 Службові відрядження

До статті «Службові відрядження» дослідної роботи на тему «Інтелектуальна система для діагностування структурних змін при патології ока» належать витрати на відрядження штатних працівників, працівників організацій, які працюють за договорами цивільно-правового характеру, аспірантів, зайнятих розробленням досліджень, відрядження, пов'язані з проведенням випробувань машин та приладів, а також витрати на відрядження на наукові з'їзди, конференції, наради, пов'язані з виконанням конкретних досліджень.

Витрати за статтею «Службові відрядження» розраховуємо як 20...25% від суми основної заробітної плати дослідників та робітників за формулою:

$$B_{cv} = (Z_o + Z_p) \cdot \frac{H_{cv}}{100\%}, \quad (4.13)$$

де H_{ce} – норма нарахування за статтею «Службові відрядження», прийmemo $H_{ce} = 21\%$.

$$B_{ce} = (65085,45 + 2001,44) \cdot 21 / 100\% = 14088,25 \text{ грн.}$$

4.2.10 Витрати на роботи, які виконують сторонні підприємства, установи і організації

Витрати за статтею «Витрати на роботи, які виконують сторонні підприємства, установи і організації» розраховуємо як 30...45% від суми основної заробітної плати дослідників та робітників за формулою:

$$B_{cn} = (Z_o + Z_p) \cdot \frac{H_{cn}}{100\%}, \quad (4.14)$$

де H_{cn} – норма нарахування за статтею «Витрати на роботи, які виконують сторонні підприємства, установи і організації», прийmemo $H_{cn} = 35\%$.

$$B_{cn} = (65085,45 + 2001,44) \cdot 35 / 100\% = 23480,41 \text{ грн.}$$

4.2.11 Інші витрати

До статті «Інші витрати» належать витрати, які не знайшли відображення у зазначених статтях витрат і можуть бути віднесені безпосередньо на собівартість досліджень за прямими ознаками.

Витрати за статтею «Інші витрати» розраховуємо як 50...100% від суми основної заробітної плати дослідників та робітників за формулою:

$$I_e = (Z_o + Z_p) \cdot \frac{H_{ie}}{100\%}, \quad (4.15)$$

де H_{ie} – норма нарахування за статтею «Інші витрати», прийmemo $H_{ie} = 50\%$.

$$I_e = (65085,45 + 2001,44) \cdot 50 / 100\% = 33543,45 \text{ грн.}$$

4.2.12 Накладні (загальновиробничі) витрати

До статті «Накладні (загальновиробничі) витрати» належать: витрати, пов'язані з управлінням організацією; витрати на винахідництво та раціоналізацію; витрати на підготовку (перепідготовку) та навчання кадрів; витрати, пов'язані з набором робочої сили; витрати на оплату послуг банків;

витрати, пов'язані з освоєнням виробництва продукції; витрати на науково-технічну інформацію та рекламу та ін.

Витрати за статтею «Накладні (загальновиробничі) витрати» розраховуємо як 100...150% від суми основної заробітної плати дослідників та робітників за формулою:

$$B_{нзв} = (Z_o + Z_p) \cdot \frac{H_{нзв}}{100\%}, \quad (4.16)$$

де $H_{нзв}$ – норма нарахування за статтею «Накладні (загальновиробничі) витрати», прийmemo $H_{нзв} = 112\%$.

$$B_{нзв} = (65085,45 + 2001,44) \cdot 112 / 100\% = 75137,32 \text{ грн.}$$

Витрати на проведення науково-дослідної роботи на тему «Інтелектуальна система для діагностування структурних змін при патології ока» розраховуємо як суму всіх попередніх статей витрат за формулою:

$$B_{заг} = Z_o + Z_p + Z_{доо} + Z_n + M + K_v + B_{спец} + B_{прз} + A_{обл} + B_e + B_{св} + B_{сп} + I_v + B_{нзв}. \quad (4.17)$$

$$B_{заг} = 65085,45 + 2001,44 + 8050,43 + 16530,21 + 3297,80 + 6857,40 + 32724,00 + 18109,30 + 52003,10 + 1109,89 + 14088,25 + 23480,41 + 33543,45 + 75137,32 = 352018,44 \text{ грн.}$$

Загальні витрати ZB на завершення науково-дослідної (науково-технічної) роботи та оформлення її результатів розраховується за формулою:

$$ZB = \frac{B_{заг}}{\eta}, \quad (4.18)$$

де η - коефіцієнт, який характеризує етап (стадію) виконання науково-дослідної роботи, прийmemo $\eta = 0,9$.

$$ZB = 352018,44 / 0,9 = 391131,60 \text{ грн.}$$

4.3 Оцінювання важливості та наукової значимості науково-дослідної роботи

Оцінювання та доведення ефективності виконання науково-дослідної роботи фундаментального чи пошукового характеру є достатньо складним

процесом і часто базується на експертних оцінках, тому має вірогідний характер.

Для обґрунтування доцільності виконання науково-дослідної роботи на тему «Інтелектуальна система для діагностування структурних змін при патології ока» використовується спеціальний комплексний показник, що враховує важливість, результативність роботи, можливість впровадження її результатів у виробництво, величину витрат на роботу.

Комплексний показник K_p рівня науково-дослідної роботи може бути розрахований за формулою:

$$K_p = \frac{I^n \cdot T_c \cdot R}{B \cdot t}, \quad (4.19)$$

де I – коефіцієнт важливості роботи. Прийmemo $I = 4$;

n – коефіцієнт використання результатів роботи; $n = 0$, коли результати роботи не будуть використовуватись; $n = 1$, коли результати роботи будуть використовуватись частково; $n = 2$, коли результати роботи будуть використовуватись в дослідно-конструкторських розробках; $n = 3$, коли результати можуть використовуватись навіть без проведення дослідно-конструкторських розробок. Прийmemo $n = 3$;

T_c – коефіцієнт складності роботи. Прийmemo $T_c = 2$;

R – коефіцієнт результативності роботи; якщо результати роботи плануються вище відомих, то $R = 4$; якщо результати роботи відповідають відомому рівню, то $R = 3$; якщо нижче відомих результатів, то $R = 1$. Прийmemo $R = 4$;

B – вартість науково-дослідної роботи, тис. грн. Прийmemo $B = 391131,60$ грн;

t – час проведення дослідження. Прийmemo $t = 0,17$ років, (2 міс.).

Визначення показників I , n , T_c , R , B , t здійснюється експертним шляхом або на основі нормативів [Козловський, Лесько, Кавецький].

$$K_p = \frac{I^n \cdot T_C \cdot R}{B \cdot t} = 4^3 \cdot 2 \cdot 4 / 391,1 \cdot 0,17 = 7,85.$$

Якщо $K_p > 1$, то науково-дослідну роботу на тему «Інтелектуальна система для діагностування структурних змін при патології ока» можна вважати ефективною з високим науковим, технічним і економічним рівнем.

4.4 Висновок

Витрати на проведення науково-дослідної роботи на тему «Інтелектуальна система для діагностування структурних змін при патології ока» складають 391131,60 грн. Відповідно до проведеного аналізу та розрахунків рівень наукового ефекту проведеної науково-дослідної роботи на тему «Інтелектуальна система для діагностування структурних змін при патології ока» є середній, а дослідження актуальними, рівень доцільності виконання науково-дослідної роботи $K_p > 1$, що свідчить про потенційну ефективність з високим науковим, технічним і економічним рівнем.

Література: Методичні вказівки до виконання економічної частини магістерських кваліфікаційних робіт / Уклад. : В. О. Козловський, О. Й. Лесько, В. В. Кавецький. – Вінниця : ВНТУ, 2021. – 42 с.

5 ОХОРОНА ПРАЦІ ТА БЕЗПЕКА В НАДЗВИЧАЙНИХ СИТУАЦІЯХ

Основним завданням охорони праці є мінімізація можливості травм та захворювань серед працівників при забезпеченні комфортних умов для максимальної продуктивності праці. Типові виробничі умови, як правило, супроводжуються ризиками та потенційними небезпеками.

Відхилення від нормального режиму роботи та порушення правил безпеки можуть призвести до негативного впливу на здоров'я працівників. З цієї причини вдосконалення системи охорони праці на підприємстві має важливе соціальне та економічне значення. Відтак, важливо створити систему охорони праці, яка була б інтегрована в усі виробничі процеси на кожному підприємстві та сприяла підвищенню загальної продуктивності.

Небезпечні та шкідливі виробничі фактори, які відповідно до Державних санітарних норм та правил «Гігієнічна класифікація праці за показниками шкідливості та небезпечності факторів виробничого середовища, важкості та напруженості трудового процесу» мали вплив на розробника інтелектуальної системи для діагностування структурних змін при патологіях ока наступні: підвищена чи понижена температура повітря робочої зони; недостатнє освітлення робочої зони; підвищений рівень шуму на робочому місці; відсутність чи нестача природного світла; фізичні перевантаження (статичні); пряма та відображена блискіть; нервово - психічні перевантаження (перенапруга аналізаторів, емоційні навантаження).

Відповідно до визначених факторів формуємо рекомендації щодо безпечних умов праці під час виконання роботи.

5.1 Технічні рішення щодо безпечного виконання роботи

5.1.1 Обладнання приміщення та робочого місця

Обладнання робочого місця має велике значення для забезпечення ефективної та безпечної праці. Наявність необхідних інструментів, технічного обладнання, а також комфортного робочого середовища сприяє підвищенню продуктивності праці та зменшенню ризику травм та негативного впливу на здоров'я працівників. Завдяки належному обладнанню робочого місця можливо ефективно виконувати завдання, знижувати час, необхідний для виконання завдань, та підвищувати якість виробленої продукції або наданої послуги. Крім того, належне обладнання робочого місця сприяє збереженню здоров'я та безпеці працівників, оскільки допомагає запобігати травмам і захищає від негативного впливу шкідливих чинників. Таким чином, обладнання робочого місця є ключовим елементом в забезпеченні успішної та безпечної діяльності на роботі.

Для аналізу умов праці обираємо робоче місце на етапі розробки інтелектуальної системи для діагностування структурних змін при патологіях ока. На робочому місці повинні бути передбачені міри захисту від можливого впливу небезпечних і шкідливих факторів виробництва. Рівні цих факторів не повинні перевищувати граничних значень, обговорених правовими, технічними й санітарно-технічними нормами.

Оскільки така робота відбувається за ПК з відповідним програмним забезпеченням, тому проаналізуємо параметри приміщення щодо їх відповідності НПАОП 0.00-7.15-18 «Вимоги щодо безпеки та захисту здоров'я працівників під час роботи з екранними пристроями». Загальна площа приміщення становить 19,7 м², об'єм – 63 м³. Кількість працівників у приміщенні – 3 особи. З них комп'ютеризованих 3 місця. На одного працівника в даному приміщенні припадає 6,5 (м²/ос.) робочої площі. Об'єм повітря на одного працівника припадає 21 м³. Знайдені значення відповідають нормативним.

Головним робочим місцем розробника є письмовий стіл з персональним комп'ютером. Достатній простір для виконання роботи забезпечується такими заходами:

- вільну досяжність органів ручного керування в зоні моторного поля (відстань по висоті – 900-1330 мм, по глибині – 400-500 мм);
- екран монітора ПК повинен знаходитися від очей користувача ПК на відстані 600-700 мм;
- клавіатура повинна розміщуватися так, щоб на ній було зручно виконувати роботу двома руками. Кут нахилу до панелі клавіатури повинен бути в межах від 5 до 25°;
- принтер повинен бути розташований у зручному для користувача місці – відстань до клавіш керування принтером не перевищувала довжину витягнутої руки;
- висота робочої поверхні стола – 725 мм; робочий стіл повинен мати простір для ніг висотою не менше 600 мм, шириною не менше 450 мм, на рівні витягнутих ніг – не менше 650 мм.

Засоби управління, такі як клавіатура, відеотермінал (монітор) і маніпулятор типу «миша», а також інструменти, які використовуються регулярно, повинні бути розташовані в оптимальній зоні досягнення рук без необхідності нахилу тулуба. В той час як предмети, що використовуються менше часто (наприклад, носії інформації та довідкова література), можуть бути розміщені в більш віддаленій зоні або на спеціальних стелажах, відповідно до вимог, викладених в ДСТУ 8604:2015.

Вимоги охорони праці перед початком роботи:

- привести в порядок робоче місце;
- впевнитися, що на ньому відсутні сторонні предмети;
- переконатися, що всі пристрої і блоки ПК під'єднані до системного блоку.

Перевірити:

- наявність та надійність захисного заземлення устаткування;
- справність вимикачів та інших органів управління ПК;
- справність роз'ємів кабелів електроживлення;

- відсутність пошкоджень ізоляції проводів живлення;
- відсутність відкритих струмопровідних частин у пристроях ПК.

Далі слід вжити заходів, щоб пряме світло не потрапляло на екрани пристроїв, протерти трохи зволоженою серветкою клавіатуру (для зниження рівня статичної електрики), зовнішню поверхню екрана монітора. Освітленість у приміщеннях з ПК – регулювати сонцезахисними пристроями. Перед вмиканням штепсельної вилки – упевнитися в тому, що вимикачі мережі на всіх пристроях ПК знаходяться в положенні «вимкнено». При виявленні будь-яких несправностей ПК не вмикати і негайно повідомити керівника.

Далі, слід вжити таких заходів для забезпечення комфортної та безпечної роботи з ПК:

1. Забезпечити, щоб пряме сонячне світло не попадало на екрани пристроїв.
2. Протерти клавіатуру зволоженою серветкою, щоб знизити рівень статичної електрики, і також зовнішню поверхню екрана монітора.
3. Регулювати освітленість у приміщенні з ПК за допомогою сонцезахисних пристроїв.
4. Перед вмиканням штепсельної вилки переконатися, що вимикачі мережі на всіх пристроях ПК перебувають у положенні «вимкнено».

Ці заходи сприяють не лише збереженню техніки, але й забезпечують безпеку та комфорт при роботі з комп'ютерами. Дотримання вимог безпеки та ергономіки при роботі з ПК є важливим аспектом для забезпечення продуктивності та здоров'я працюючих. Правильне розташування обладнання, регулювання освітленості та виконання певних профілактичних заходів сприяють уникненню можливих проблем і забезпечують комфортну робочу атмосферу. Важливою є своєчасна реакція на можливі несправності та їх повідомлення керівництву для підтримання безперебійної та ефективної роботи обладнання та забезпечення безпеки працівників.

5.2 Технічні рішення з гігієни праці та виробничої санітарії

5.2.1 Мікроклімат

Нормування параметрів мікроклімату у робочій зоні здійснюється в залежності від пори року, категорії робіт з енерговитратами і надлишками тепла в приміщенні. За енерговитратами робота розробника інтелектуальної системи для діагностування структурних змін при патологіях ока, належить до категорії «легка фізична». Допустимі параметри мікроклімату для категорії 1 б відповідно до ДСН 3.3.6.042-99 наведені в табл.5.1.

Таблиця 5.1 – Параметри мікроклімату

Період року	Допустимі		
	t, °C	W, %	V, м/с
Теплий	21-28	75	0,1-0,3
Холодний	20-24	75	0,1

Для досягнення необхідних параметрів мікроклімату в приміщенні використовується централізована парова система опалення під час холодного періоду року з метою обігріву, система припливно-витяжної вентиляції разом із систематичним провітрюванням, а також використання зволожувачів повітря для підвищення рівня вологості в повітрі. Ці технологічні рішення сприяють підтримці комфортних мікрокліматичних параметрів у приміщенні, а також забезпечують здорові умови для праці та перебування людей.

5.2.2 Склад повітря робочої зони

В приміщенні, де здійснюється розробка інтелектуальної системи для діагностування структурних змін при патологіях ока, можливими шкідливими речовинами у повітрі є вуглекислий газ, пил та озон. Джерелами цих речовин є офісна техніка. Пил потрапляє до приміщення зовнішнім шляхом через вікна, двері та переноситься співробітниками. Це може призводити до накопичення пилу та шкідливих речовин у приміщенні, що вимагає систематичного прибирання та підтримання високої якості повітря.

Відповідно до ДСН 3.3.6.042-99 вміст шкідливих хімічних речовин, у виробничих приміщеннях, у яких робота на ПК є основною, не повинен

перевищувати гранично допустимих концентрацій забруднюючих речовин у (табл.5.2), а рівні позитивних і негативних іонів повітря приміщень із ПК повинні відповідати нормам, приведеним в таблиці 5.3.

Таблиця 5.2 – ГДК шкідливих речовин у повітрі

Назва речовини	ГДК, мг/м ³		Клас небезпечності
	Максимально разова	Середньо добова	
Вуглекислий газ	3	1	4
Пил нетоксичний	10	4	4
Озон	0,16	0,03	1

Таблиця 5.3 – Рівні іонізації повітря приміщень при роботі на ПК

Рівні	Кількість іонів в 1 см ³	
	n+	n-
Мінімально необхідні	400	600
Оптимальні	1500-3000	3000-5000
Максимально необхідні	50000	50000

Забезпечення оптимального повітряного середовища в приміщенні здійснюється завдяки функціонуванню вентиляційної системи та регулярному вологому прибиранню. При необхідності можливе провітрювання приміщення шляхом відкриття вікон та дверей для покращення якості повітря. Однак важливо дотримуватися встановлених графіків вологого прибирання та технічного обслуговування вентиляційних систем.

5.2.3 Виробниче освітлення

Виробниче освітлення важливе для забезпечення безпеки, комфорту та продуктивності працівників у виробничому середовищі, і його відповідне планування та використання є критично важливими аспектами у сфері охорони праці та управління виробничими процесами.

У приміщенні, де здійснювалося розробка інтелектуальної системи для діагностування структурних змін при патологіях ока використовується штучне та природне освітлення. Згідно ДБН В.2.5-28:2018 в такому приміщенні необхідно використовувати систему комбінованого освітлення. Освітленість робочих місць здійснюється природнім світлом – в світлі години доби і

штучними в темні години. Норми освітленості при штучному освітленні та КПО (для III пояса світлового клімату) при природному та сумісному освітленні зазначені у таблиці 5.4.

Таблиця 5.4 - Норми освітленості в приміщенні

Характеристика зорової роботи	Найменший розмір об'єкта розрізнення	Розряд зорової роботи	Підряд зорової роботи	Контраст об'єкта розрізнення з фоном	Характеристика фона	Освітленість, лк		КПО, %			
						Штучне освітлення		Природне освітлення		Сумісне освітлення	
						Комбіноване	Загальне	Верхнє або верхнє	Бокове	Верхнє або верхнє	Бокове
Дуже високої точності	Від 0,15 до 0,3	II	г	великий	світлий	1000	300	7	2,5	4,2	1,5

Для забезпечення належного рівня освітлення передбачені такі заходи:

1. Максимальне використання природного освітлення шляхом розміщення робочих зон поруч із вікнами.

2. Регулярне очищення віконного скла від бруду і пилу (не рідше двох разів на рік). Чисте віконне скло підвищує пропускну здатність світла та забезпечує яскраве освітлення приміщення.

3. Постійна підтримка справності освітлювальних приладів шляхом систематичної заміни несправних світильників та регулювання їх яскравості.

Використання енергоефективних світильників та ламп, які споживають менше енергії та мають довший термін служби, для зменшення витрат на освітлення та підтримання сталого освітлення в приміщенні.

5.2.4 Виробничий шум

Вплив шуму на організм людини залежить від інтенсивності та частоти звукових коливань, тривалості експозиції, а також фізичного та психічного стану особи. Шум впливає на кількість та якість виконаної роботи, оскільки під його впливом знижується здатність до концентрації уваги. Також шум

викликає фізичну втому, оскільки для подолання його впливу необхідно витратити додаткову енергію, і це може призвести до порушення фізіологічних функцій організму. Важливо враховувати, що продовжений вплив шуму може призвести до негативних наслідків для здоров'я працівників, включаючи погіршення їхнього психофізичного стану.

Джерелом шуму у приміщенні, де здійснювалася розробка інтелектуальної системи для діагностування структурних змін при патологіях ока є працююча офісна техніка. Санітарні норми виробничого шуму, ультразвуку та інфразвуку відображені в ДСН 3.3.6.037-99 для умов виконання роботи – наведені в табл.5.5.

Таблиця 5.5 – Допустимі рівні звукового тиску і рівні звуку для постійного широкополосного шуму

Характер робіт	Допустимі рівні звукового тиску (дБ) в стандартизованих октавних смугах зі середньгеометричними частинами (Гц)									Допустимий рівень звуку, дБА
	32	63	125	250	500	1000	2000	4000	8000	
Виробничі приміщення	86	71	61	54	49	45	42	40	38	50

Для забезпечення прийнятних рівнів шуму можна використовувати комп'ютери, які використовують пасивне охолодження, а також установити пластикові вікна з високими показниками звукоізоляції. Такі заходи сприяють зниженню рівнів шуму в приміщенні і поліпшують комфорт для працівників.

Крім цього, в разі підвищення шумового фону, можна також розглядати можливість використання інших заходів для зменшення шумового впливу, таких як звукоізоляція приміщення акустичними матеріалами, встановлення звукопоглинаючих перегородок або використання навушників з активним шумозаглушенням.

5.2.5 Виробничі випромінювання

На розробника інтелектуальної системи для діагностування структурних змін при патологіях ока під час виконання роботи діє підвищений рівень електромагнітного поля, джерелом якого є працююча техніка (ПК, принтер,

сканер, ксерокс) та електромережа в приміщенні. Допустимі значення параметрів неіонізуючих електромагнітних випромінювань від монітору комп'ютера наведені в табл. 5.6.

Таблиця 5.6 – Допустимі значення параметрів неіонізуючих електромагнітних випромінювань

Найменування параметра	Допустимі значення
Напруженість електричної складової електромагнітного поля на відстані 50 см від поверхні відеомонітору	10 В/м
Напруженість магнітної складової електромагнітного поля на відстані 50 см від поверхні відеомонітору	0,3 А/м
Напруженість електростатичного поля не повинна перевищувати:	для дорослих користувачів 20кВ/м для дітей 15кВ/м

Для досягнення визначених параметрів, важливо:

- використовувати лише високоякісну техніку, яка забезпечена сертифікатом якості, що гарантує надійність та безпеку в роботі;
- забезпечити дотримання розумних режимів праці та відпочинку для працівників.

Дотримання цих рекомендацій сприятиме збереженню нормального стану обладнання та забезпеченню комфортних умов праці для співробітників.

5.2.6 Психофізіологічні фактори

Оцінка психофізіологічних факторів під час розробки інтелектуальної системи для діагностування структурних змін при патологіях ока здійснюється відповідно до Гігієнічної класифікацією праці за показниками шкідливості та небезпечності факторів виробничого середовища, важкості та напруженості трудового процесу.

Загальні енергозатрати організму: до 174 Вт.

Стереотипні робочі рухи (кількість за зміну): до 40 000.

Робоча поза: вільна зручна поза, можливість зміни пози («сидячи – стоячи») за бажанням працівника; перебування в позі «стоячи» до 40% часу зміни.

Нахили тулуба (вимушені, більше 30°), кількість за зміну: до 50 раз.

Класи умов праці за показниками напруженості праці:

Інтелектуальні навантаження:

- зміст роботи – творча діяльність, що вимагає вирішення складних завдань за відсутності алгоритму;
- сприймання інформації та їх оцінка – сприймання сигналів з наступним порівнянням фактичних значень параметрів з їх номінальними значеннями. Заключна оцінка фактичних значень параметрів;
- розподіл функцій за ступенем складності завдання – обробка, виконання завдання та його перевірка.

Сенсорні навантаження:

- зосередження (%за зміну) – до 5-75%;
- щільність сигналів (звукові за 1 год) – до 150;
- навантаження на слуховий аналізатор (%) – розбірливість слів та сигналів від 50 до 80 %;
- спостереження за екранами відеотерміналів (годин на зміну) – 4-6 год.
- навантаження на голосовий апарат (протягом тижня) – від 16 до 20.

Емоційне навантаження:

ступінь відповідальності за результат своєї діяльності – є відповідальним за функціональну якість основної роботи; Ступінь ризику для власного життя – вірогідний;

Режим праці:

- тривалість робочого дня – більше 8 год;
- змінність роботи – однозмінна (без нічної зміни).

За зазначеними показниками важкості та напруженості праці, робота, яка виконується належить до допустимого класу умов праці (напруженість праці середнього ступеня).

5.3 Безпека в надзвичайних ситуаціях

5.3.1. Дія іонізуючих випромінювань на організм людини

Під впливом іонізуючого випромінювання відбувається іонізація атомів і молекул в живих клітинах, що призводить до виникнення складних фізико-хімічних процесів, які впливають на подальший життєвий процес людини. За результатами досліджень, іонізація, що відбувається під дією випромінювання, може призвести до розриву зв'язків в білкових молекулах, що в свою чергу зумовлює гибель клітин та негативно впливає на весь організм.

Важливе значення у виникненні біологічних наслідків іонізуючого випромінювання відіграють продукти радіолізу води, яка становить значну частину маси організму людини. Під час іонізації води утворюються вільні радикали та пероксидні сполуки, які є потужними окислювачами. Ці сполуки взаємодіють з молекулами білків та ферментів, руйнуючи їх, що призводить до порушення обмінних процесів, пригнічення ферментів та окремих функціональних систем організму. Це, в свою чергу, призводить до порушення життєдіяльності всього організму.

Специфічність впливу іонізуючого випромінювання полягає у підвищенні інтенсивності хімічних реакцій, які викликаються вільними радикалами. Ефект впливу іонізуючого випромінювання визначається формою передачі енергії, а не лише її кількістю. Інші види енергії, такі як теплова, електрична і інші, які поглинаються біологічним об'єктом у такій самій кількості, не викликають подібних змін, які спостерігаються при впливі іонізуючого випромінювання.

Цей вид випромінювання також може викликати теплові ефекти в біологічних тканинах, що призводить до загострення певних захворювань, особливо в умовах довготривалого опромінення. Іонізуюче випромінювання може бути шкідливим для розвитку ембріона та спричинити вроджені аномалії у плоду, особливо в першій триместрі вагітності. У разі великих доз іонізуючого випромінювання може виникнути радіаційна хвороба, яка

супроводжується симптомами, такими як гостра слабкість, блювота, кровотечі і пошкодження внутрішніх органів.

5.3.2 Розрахунок коефіцієнта протирадіаційного захисту залу (приміщення №3) першого поверху

Коефіцієнт протирадіаційного захисту розраховуватимемо за формулою

$$K_3 = \frac{0,65 \times K_1 \times K_{CT}}{(1 - K_{III})(K_0 \times K_{CT} + 1) K_M}$$

Елементи будівлі:

- Стіни з пінобетону товщиною 40 см, маса $1\text{ м}^2 - 200$ кг.
- Стіни цегляні товщиною 38 см, маса $1\text{ м}^2 - 494$ кг.
- Внутрішні стіни цегляні товщиною 12 см, маса $1\text{ м}^2 - 156$ кг.
- Площа віконних прорізів: ВК7 – $3,4$ м²; ВК9 – $1,2$ м².
- Площа дверних прорізів: Д1 – $4,9$ м²; Д2 – $3,1$ м²; Д7 – $1,7$ м²; Д10, Д11 – $2,3$ м².
- Висота підвіконників – $0,8$ м.
- Площа підлоги для розрахунку приміщення – $112,1$ м².
- Висота приміщення – $4,3$ м.

Плоскі кути приміщення:

Кут $\alpha_1 = 55^\circ$. Проти кута розташовані:

- зовнішня стіна з пінобетону товщиною 40 см площею $45,1$ м² з прорізом площею 28 м²;
- зовнішня стіна з цегли товщиною 38 см площею $45,1$ м² з прорізом площею $17,1$ м².

Кут $\alpha_2 = 125^\circ$. Проти кута розташовані:

- стіна з цегли товщиною 12 см площею $62,8$ м² з прорізом площею $1,7$ м²;
- стіна з цегли товщиною 12 см площею $62,8$ м² з прорізом площею $6,45$ м²;
- зовнішня стіна з пінобетону товщиною 40 см площею $62,8$ м² з прорізом площею $5,5$ м².

Кут $\alpha_3 = 55^\circ$. Проти кута розташовані:

- стіна з цегли товщиною 38 см площею 45,1 м² з прорізом площею 5,4 м²;
- стіна з цегли товщиною 38 см площею 45,1 м² з прорізом площею 7,7 м²;
- зовнішня стіна з пінобетону товщиною 40 см площею 45,1 м² з прорізом площею 27 м².

Кут $\alpha_4 = 125^\circ$. Проти кута розташовані:

- зовнішня стіна з пінобетону товщиною 40 см площею 62,8 м² з прорізом площею 11,7 м².

Розрахуємо зведені маси стін розташованих проти плоских кутів.

Кут $\alpha_1 = 55^\circ$.

Зовнішньої стіни з пінобетону товщиною 40 см площею 45,1 м² з прорізом площею 28 м²

$$\alpha_{ст} = \frac{28}{45,1} = 0,62, G_{зв} = 200(1 - 0,62) = 76 \text{ (кг/м}^2\text{)}.$$

Зовнішньої стіни з цегли товщиною 38 см площею 45,1 м² з прорізом площею 17,1 м²

$$\alpha_{ст} = \frac{17,1}{45,1} = 0,38, G_{зв} = 494(1 - 0,38) = 306,3 \text{ (кг/м}^2\text{)}$$

Сумарна зведена маса стін плоского кута α_1

$$G_{\Sigma}^1 = 76 + 306,3 = 382,3 \text{ (кг/м}^2\text{)}.$$

Кут $\alpha_2 = 125^\circ$.

Стіни з цегли товщиною 12 см площею 62,8 м² з прорізом площею 1,7 м²

$$\alpha_{ст} = \frac{1,7}{62,8} = 0,03, G_{зв} = 156(1 - 0,03) = 151,3 \text{ (кг/м}^2\text{)}.$$

Стіни з цегли товщиною 12 см площею 62,8 м² з прорізом площею 6,45 м²

$$\alpha_{ст} = \frac{6,45}{62,8} = 0,1, G_{зв} = 156(1 - 0,1) = 140,4 \text{ (кг/м}^2\text{)}.$$

Зовнішньої стіни з пінобетону товщиною 40 см площею 62,8 м² з прорізом площею 5,5 м²

$$\alpha_{ст} = \frac{5,5}{62,8} = 0,09, G_{зв} = 200(1 - 0,09) = 182 \text{ (кг/м}^2\text{)}.$$

Сумарна зведена маса стін плоского кута α_2

$$G_{\Sigma}^2 = 151,3 + 140,4 + 182 = 473,7 \text{ (кг/м}^2\text{)}.$$

Кут $\alpha_3 = 55^\circ$.

Стіни з цегли товщиною 38 см площею 45,1 м² з прорізом площею 5,4 м²

$$\alpha_{\text{ст}} = \frac{5,4}{45,1} = 0,12, G_{38} = 494(1 - 0,12) = 434,7 \text{ (кг/м}^2\text{)}.$$

Стіни з цегли товщиною 38 см площею 45,1 м² з прорізом площею 7,7 м²

$$\alpha_{\text{ст}} = \frac{7,7}{45,1} = 0,17, G_{38} = 494(1 - 0,17) = 410 \text{ (кг/м}^2\text{)}.$$

Зовнішньої стіни з пінобетону товщиною 40 см площею 45,1 м² з прорізом площею 27 м²

$$\alpha_{\text{ст}} = \frac{27}{45,1} = 0,6, G_{38} = 200(1 - 0,6) = 80 \text{ (кг/м}^2\text{)}.$$

Сумарна зведена маса стін плоского кута α_3

$$G_{\Sigma}^3 = 434,7 + 410 + 80 = 924,7 \text{ (кг/м}^2\text{)}.$$

Кут $\alpha_4 = 125^\circ$.

Зовнішньої стіни з пінобетону товщиною 40 см площею 62,8 м² з прорізом площею 11,7 м²

$$\alpha_{\text{ст}} = \frac{11,7}{62,8} = 0,19, G_{38} = 200(1 - 0,19) = 162 \text{ (кг/м}^2\text{)}.$$

Сумарна зведена маса стін плоского кута α_4

$$G_{\Sigma}^4 = 162 \text{ (кг/м}^2\text{)}.$$

Сумарні зведені маси стін і перегородок проти внутрішніх кутів приміщення

$$G_{\Sigma}^1 = 382,3 \text{ (кг/м}^2\text{)}; G_{\Sigma}^2 = 473,7 \text{ (кг/м}^2\text{)};$$

$$G_{\Sigma}^3 = 924,7 \text{ (кг/м}^2\text{)}; G_{\Sigma}^4 = 162 \text{ (кг/м}^2\text{)}.$$

Сумарні приведені маси стін проти всіх плоских кутів менше 1000 кг/м², тому

$$K_1 = \frac{360}{36 + \sum \alpha_i} = \frac{360}{36 + 360} = 0,91.$$

За мінімальною сумарною приведеною масою стін

$$G_{\Sigma}^4 = 162 \text{ (кг/м}^2\text{)}$$

визначаємо [] коефіцієнт $K_{CT}=3$.

За шириною будівлі визначаємо коефіцієнт, який враховує долю розсіювання випромінювання $K_{ш}=0,15$ (висота приміщення складає 4,3 м).

Коефіцієнт K_0 , що враховує зниження поглинальної здатності зовнішніх стін за рахунок наявності в них віконних і дверних прорізів та проникнення в приміщення вторинного випромінювання, з врахуванням висоти від підлоги до вікон 0,8 м розрачуємо

$$K_0 = 0,8 \frac{S_0}{S_{II}} = 0,8 \frac{11,7}{112,1} = 0,104,$$

де $S_0 = 11,7 \text{ м}^2$ – площа віконних і дверних прорізів приміщення;
 $S_{II} = 112,1 \text{ м}^2$ – площа підлоги приміщення.

Коефіцієнт, що враховує зниження дози радіації в будівлі, розташованій в районі забудови, від екранувальної дії сусідніх споруд $K_M=0,55$.

Отже коефіцієнт протирадіаційного захисту приміщення

$$K_3 = \frac{0,65 \times K_1 \times K_{CT}}{(1 - K_{ш})(K_0 \times K_{CT} + 1) K_M} = \frac{0,65 \times 0,91 \times 3}{(1 - 0,15)(0,104 \times 3 + 1) 0,55} = 2,9.$$

Приміщення, для якого проведено розрахунок, має коефіцієнт протирадіаційного захисту 2,9, тому не може бути використане для укриття людей в разі забруднення навколишньої території радіоактивними речовинами. У випадку виникнення такої надзвичайної ситуації для захисту людей їх необхідно перевести в більш захищені приміщення або здійснити евакуацію в безпечні райони.

ВИСНОВКИ

В даній магістерській роботі було розглянуто різні патології ока при такій хворобі, як глаукома, а також важливим моментом було дослідити способи діагностики глаукоми задля того, щоб можна було діагностувати структурні зміни при розвитку цієї хвороби для встановлення діагнозу офтальмологом. Результати роботи свідчать про важливість вивчення та розуміння патологічних процесів, які виникають при глаукомі, а також про актуальність розробки ефективних методів її діагностики.

Основним завданням роботи було зробити аналіз та план розробки цифрової системи для виконання флуорисцентної ангіографії, що дозволяє аналізувати медичні зображення та на їх основі проводити діагностику структурних змін при патологіях ока. Також було розглянуто принцип роботи ПЗЗ-матриці та проведені розрахунки електронно-оптичного каналу, що дозволило покращити технічні аспекти цифрової системи, забезпечуючи точніші та достовірніші результати дослідження.

Отримані в цій роботі знання і розроблені методи можуть слугувати основою для подальших наукових досліджень та практичного застосування в сфері офтальмології. Впровадження в практику розроблених методів дозволить покращити ранню діагностику глаукоми та вчасно вживати необхідні заходи для лікування та контролю за хворобою. Це в свою чергу сприятиме підвищенню якості медичного обслуговування та збільшенню ефективності лікування пацієнтів з глаукомою.

Отже, магістерська робота є важливим внеском у розвиток офтальмології, пропонуючи нові методи діагностики та вдосконалюючи існуючі підходи до вивчення глаукоми. Результати дослідження відкривають нові перспективи для подальших наукових досліджень та можуть бути використані для практичного впровадження в медичну практику з метою покращення діагностики та лікування.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. В. М. Сокурєнко, Г. С. Тимчик, І. Г. Чиж. Око людини та офтальмологічні прилади: навч. посіб.– К.: НТУУ «КПІ», 2009. – 264 с.
2. Волкова І.П. Психологія соціальної адаптації та інтеграції людей з глибокими порушеннями зору.: 19.00.10, 2023. – 471 с.
3. Takada, K. New measurement system for fault location in optical waveguide devices based on an interferometric technique / Takada, K., Yokohama, I., Chida, K., and Noda, J. // Appl. Opt. – vol. 26. – pp. 1603–1606, 1987.
4. Кански Д. Клиническая офтальмология: систематизированный подход. Пер. с англ. / Д. Кански. – М.: Логосфера, 2006. – 744 с.
5. Rotshtein A. Design and Tuning of Fussy IF – THEN Vuly for Medical Didicol Diagnosis. In Fussy and Neuro-Fussy Systems in Medicine (Eds: N. Teodovescu, A. Kandel, I. Lain.). – USA. CRC-Press, 1998, pp. 235–295.
6. Оптико-електронні технології аналізу біомедичних зображень: монографія / [В. П. Кожем'яко, С. В. Павлов, І. І. Бурденюк, Рамі Ребхі Хамді] – Вінниця : ВНТУ, 2010. – 155 с.
7. S. V. Pavlov; V. B. Vassilenko; I. R. Saldan; D. V. Vovkotrub; A. A. Poplavskaya, et al. Methods of processing biomedical image of retinal macular region of the eye, Proc. SPIE 9961, Reflection, Scattering, and Diffraction from Surfaces V, 99610X (September 26, 2016)
8. Chen, X., Xu, Y., Wong, D., et al. “Glaucoma Detection Based on Deep Convolutional Neural Network.” Proceedings of the 2015 37th Annual International Conference of the IEEE, Engineering in Medicine and Biology Society, Aug. 2015.
9. Chen, X., Xu, Y., Shuicheng Yan, et al. “Automatic Feature Learning for Glaucoma Detection Based on Deep Learning.” Lecture Notes in Computer Science, 2015, pp. 669–77.
10. Chakrabarti, R., Van Bergen, N., et al. “Mitochondrial Disorders and the Eye.” Eye And Brain, Dove Medical Press, Sept. 2011, p. 29.

11. Cheng, J., et al. "Computer-Aided Diagnosis With Deep Learning Architecture: Applications to Breast Lesions in US Images and Pulmonary Nodules in CT Scans." *Scientific Reports*, vol. 6, no. 1, Nature Portfolio, Apr. 2016.
12. Eyenuk, LLC. "Home - Eyenuk, Inc. ~ Artificial Intelligence Eye Screening." Eyenuk, Inc. ~ Artificial Intelligence Eye Screening, 22 Oct. 2022, www.eyenuk.com/en. Accessed 4 Dec. 2022.
13. Fercher, A., et al. "In Vivo Optical Coherence Tomography." *American Journal of Ophthalmology*, vol. 116, no. 1, Elsevier BV, July 1993, pp. 113–14.
14. C. Yue and S. Wong. On-chip spiral inductors with patterned ground shields for Si-based RF IC. *IEEE J. Solid-State Circuits*, 33(5):743–752, May 1998.
15. Fluorescein Angiography." EYE-PIX, 13 Apr. 2016.
16. Kronfeld, P. "TONOGRAPHY." *Archives of Ophthalmology*, vol. 48, no. 4, American Medical Association, Oct. 1952, pp. 393–404.
17. Guo, Y., et al. "Deep Learning for Visual Understanding: A Review." *Neurocomputing*, vol. 187, Elsevier BV, Apr. 2016, pp.
18. Haloi, M. "Improved Microaneurysm Detection Using Deep Neural Networks." arXiv (Cornell University), Cornell University, May 2015.
19. Harangi, B., et al. "Automatic Screening of Fundus Images Using a Combination of Convolutional Neural Network and Hand-crafted Features." 2019 41st Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, July 2019.
20. Hastie, T., Tibshirani, R., and Friedman, J. "The Elements of Statistical Learning." Springer Series in Statistics, 2001.
21. Hastie, T. "An Introduction to Statistical Learning: With Applications in R by Gareth James, Huang, Jianhua, Robert Tibshirani, Daniela Witten." *Journal of Agricultural Biological and Environmental Statistics*, vol. 19, no. 4, Springer Science+Business Media, Nov. 2014, pp. 556–57.

22. Hawkins, D., and McLachlan, G. "Discriminant Analysis and Statistical Pattern Recognition." *Journal of the American Statistical Association*, vol. 88, no. 422, American Statistical Association, June 1993, p. 695.
23. "Healthcare Workers." Centers for Disease Control and Prevention, 11 Feb. 2020.
24. Huang, D., and Shure, M. "HANDBOOK OF OPTICAL COHERENCE TOMOGRAPHY." *Ophthalmic Surgery, Lasers & Imaging Retina*, vol. 34, no. 1, Jan. 2003, pp. 78–79.
25. ALin, D., et al. "Neural Networks for Computer-aided Diagnosis in Medicine: A Review." *Neurocomputing*, vol. 216, Elsevier BV, Dec. 2016, pp. 700–08.
26. Masood, A., et al. "Self-supervised Learning Model for Skin Cancer Diagnosis." *Proceedings of the 2015 7th International IEEE/EMBS Conference Neural Engineering*, Apr. 2015.
27. Miotto, R., et al. "Deep Learning for Healthcare: Review, Opportunities and Challenges." *Briefings in Bioinformatics*, vol. 19, no. 6, Oxford UP, May 2017, pp. 1236–46.
28. Ophthalmological center "New Vision." "Diagnostic Equipment; New Vision." *New Vision*, 27 Oct. 2021.
29. Pavlov, S., and Karas, O. "Analysis of the Results of the Jones Matrix Mapping System of Biological Tissues." *XLVIII Scientific and Technical Conference of the Faculty of Information Communications, Radio Electronics and Nanosystems*, 2018.
30. Przekoracka-Krawczyk, A., et al. "Visual Therapy in Open Space Rehabilitation of Acquired Visual Field Defect." *Neuropsychiatry*, vol. 08, no. 05, Pulsus Group, Jan. 2018.
31. Zabolotna, N., Pavlov, S., Ushenko, A., et al. "System of the Phase Tomography of Optically Anisotropic Polycrystalline Films of Biological Fluids." *SPIE Proceedings*, Aug. 2014.

32. Zavorodnia, N. Anatomy of the Eye. Research Methods in Ophthalmology: Study Guide for Students of Medical Faculties. 2017.

33. Zavorodnia, N. Eye Changes in General Diseases of the Body: Educational and Methodological Manual for Intern Doctors in the Specialty "Ophthalmology." 2020.

34. Методичні вказівки до виконання економічної частини магістерських кваліфікаційних робіт / Уклад. : В. О. Козловський, О. Й. Лесько, В. В. Кавецький. – Вінниця : ВНТУ, 2021. – 42 с.

35. Наказ від 08.04.2014 № 248 Про затвердження Державних санітарних норм та правил Гігієнічна класифікація праці за показниками шкідливості та небезпечності факторів виробничого середовища, важкості та напруженості трудового процесу - [Електронний ресурс].

36. ДСТУ 8604:2015 Дизайн і ергономіка. Робоче місце для виконання робіт у положенні сидячи. Загальні ергономічні вимоги - [Електронний ресурс] - http://online.budstandart.com/ua/catalog/doc-page?id_doc=71028.

37. ДБН В.2.5-28:2018 Природне і штучне освітлення - [Електронний ресурс] - Режим доступу: http://online.budstandart.com/ua/catalog/doc-page.html?id_doc=79885.

38. НПАОП 0.00-7.15-18 Вимоги щодо безпеки та захисту здоров'я працівників під час роботи з екранними пристроями. - [Електронний ресурс] - Режим доступу: http://sop.zp.ua/norm_praop_0_00-7_15-18_01_ua.php.

39. ДСанПіН 3.3.2.007-98 Державні санітарні правила і норми роботи з візуальними дисплейними терміналами електронно-обчислювальних машин ЕОМ - [Електронний ресурс] - Режим доступу: <http://document.ua/derzhavni-sanitarni-pravila-i-normi-roboti-z-vizualnimi-disp-nor4881.html>.

40. Правила улаштування електроустановок - [Електронний ресурс] - Режим доступу: <http://www.energiy.com.ua/PUE.html>.

41. ДСН 3.3.6.042-99 Санітарні норми мікроклімату виробничих приміщень. - [Електронний ресурс] - Режим доступу: <http://mozdocs.kiev.ua/view.php?id=1972>.

Додаток А
(обов'язковий)

ІЛЮСТРАТИВНА ЧАСТИНА

ІНТЕЛЕКТУАЛЬНА СИСТЕМА ДЛЯ ДІАГНОСТУВАННЯ СТРУКТУРНИХ ЗМІН ПРИ ПАТОЛОГІЯХ ОКА

Виконав: студент 2-го курсу, групи БМІ-22м
спеціальності 163 – Біомедична інженерія
(шифр і назва напряму підготовки, спеціальності)

Тарасенко Д.О.

(прізвище та ініціали)

Керівник: д.т.н., проф., професор кафедри БМІ

Павлов С.В.

(прізвище та ініціали)

« » _____ 2023 р.

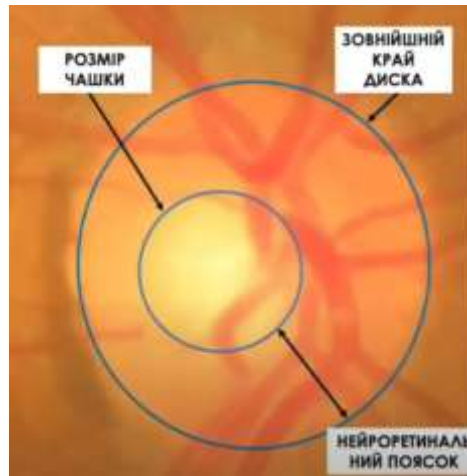


Рисунок 1 – Структура зорового нерву

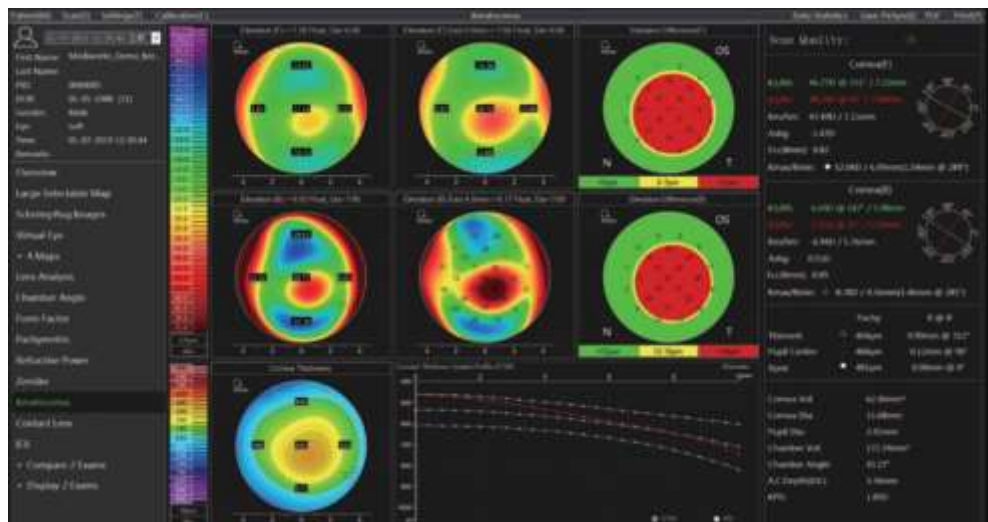


Рисунок 2 – Томографічні зображення рогівки

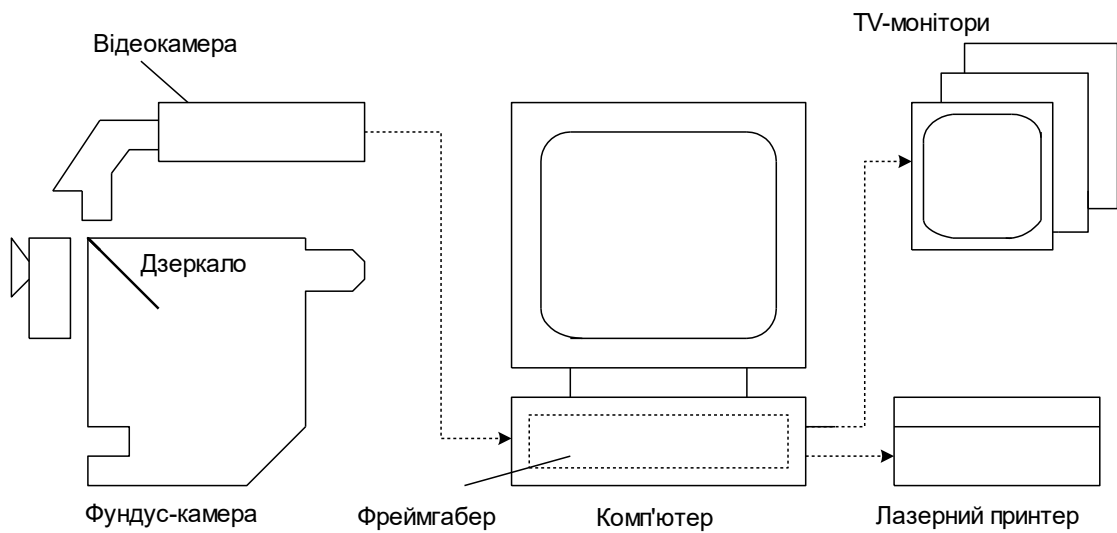


Рисунок 3 - Принципова схема цифрової системи для виконання ФА

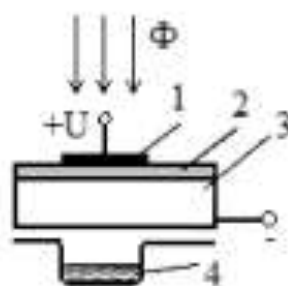


Рисунок 3 - Елемент ПЗЗ – електричний конденсатор типу МОН: 1 – металевий електрод; 2 – діелектрик; 3 – напівпровідник р-типу; 4 – потенціальна яма, що сформувалася біля площини розділу між діелектриком та напівпровідником під впливом прикладеного до електрода імпульсу позитивної напруги.

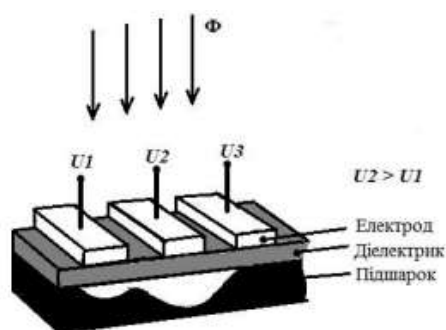


Рисунок 5 – Елемент трифазного ПЗЗ

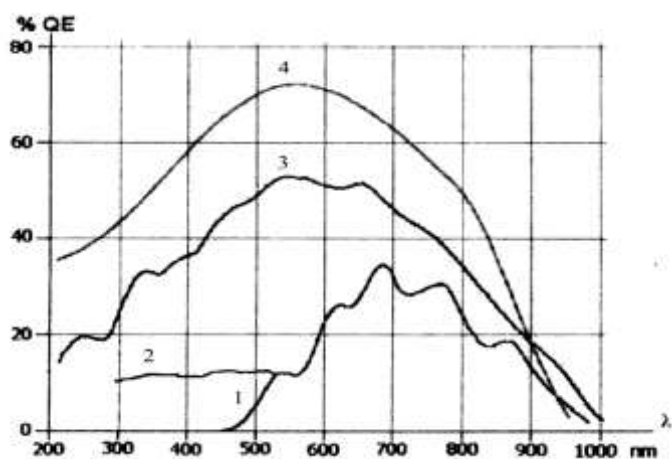


Рисунок 6 - Спектральні характеристики абсолютного квантового виходу

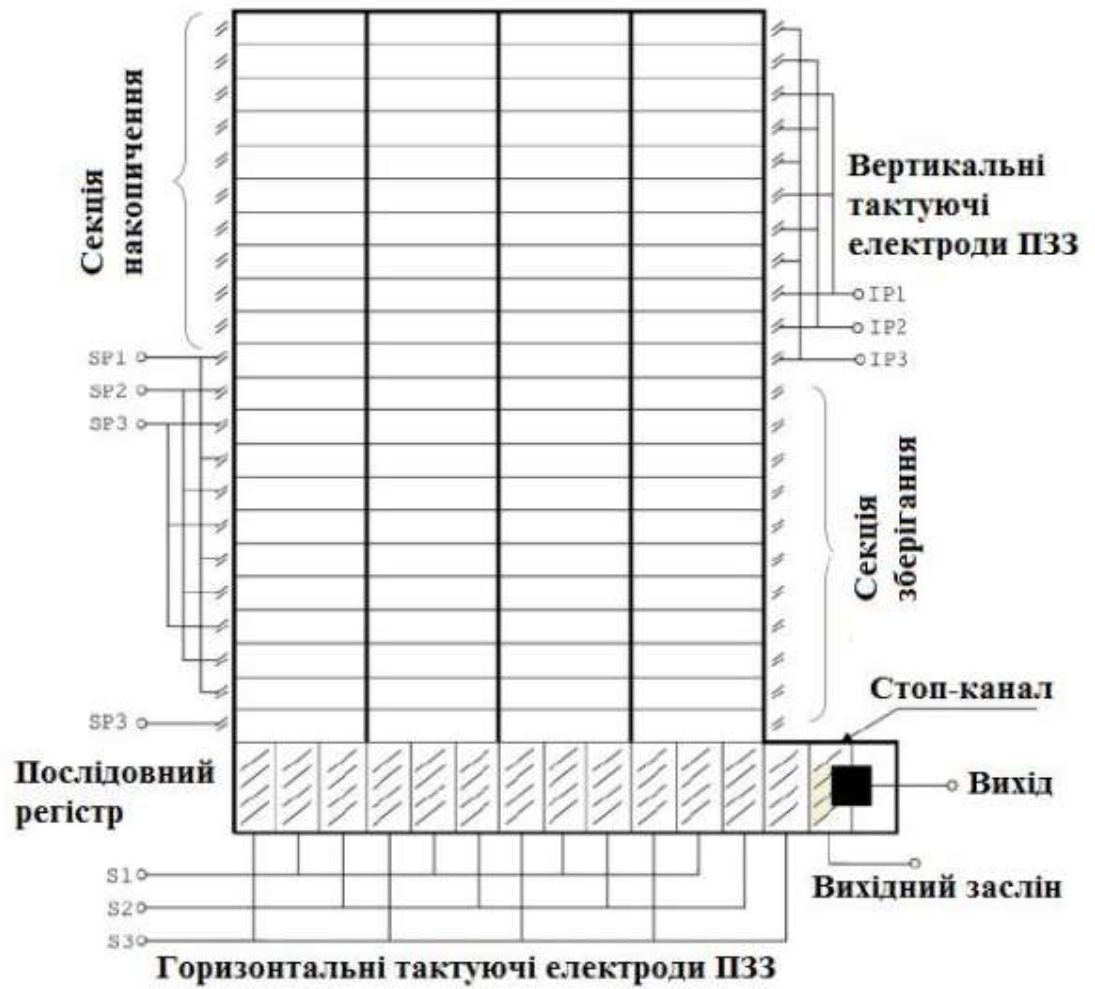


Рисунок 7 – Структура ПЗЗ-матриці

Додаток Б
(обов'язковий)

ПРОТОКОЛ ПЕРЕВІРКИ РОБОТИ
ЕЛЕКТРИЧНО КЕРОВАНІ ГЕНЕРАТОРИ З АНАЛОГАМИ
АКТИВНОЇ ІНДУКТИВНОСТІ НА ОСНОВІ
НАПІВПРОВІДНИКОВИХ СТРУКТУР

ПРОТОКОЛ
ПЕРЕВІРКИ КВАЛІФІКАЦІЙНОЇ РОБОТИ
НА НАЯВНІСТЬ ТЕКСТОВИХ ЗАПОЗИЧЕНЬ

Назва роботи: Інтелектуальна система для діагностування структурних змін при патологіях ока

Тип роботи: МКР

Підрозділ: кафедра біомедичної інженерії та оптико-електронних систем

Показники звіту подібності Unicheck

Оригінальність 83,9 %

Схожість 16,1 %

1. Запозичення, виявлені у роботі, оформлені коректно і не містять ознак плагіату.

2. Виявлені у роботі запозичення не мають ознак плагіату, але їх надмірна кількість викликає сумніви щодо цінності роботи і відсутності самостійності її виконання автором. Роботу направити на розгляд експертної комісії кафедри.

3. Виявлені у роботі запозичення є недобросовісними і мають ознаки плагіату та/або в ній містяться навмисні спотворення тексту, що вказують на спроби приховування недобросовісних запозичень.

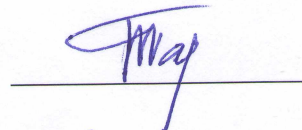
Особа, відповідальна за перевірку



Штофель Д. Х.

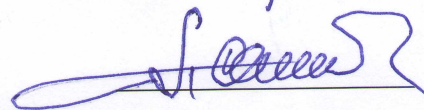
Ознайомлені з повним звітом подібності, який був згенерований системою Unicheck щодо роботи.

Автор роботи



Тарасенко Д. О.

Керівник роботи



Павлов С. В.