

Міністерство освіти і науки України  
Харківський національний університет радіоелектроніки

Навчально-науковий центр заочної форми навчання

(повна назва)

Кафедра Інформаційних управляючих систем

(повна назва)

## КВАЛІФІКАЦІЙНА РОБОТА Пояснювальна записка

рівень вищої освіти другий (магістерський)

Тема кваліфікаційної роботи: Дослідження методів формування тривимірних зображень мікрооб'єктів в медичних інформаційних системах

(тема)

Виконала:

студентка 2 курсу, групи ІУСТзм-22-1

Титар Олена Володимирівна

(прізвище, ім'я, по-батькові)

Спеціальність 122 Комп'ютерні науки

(код і повна назва спеціальності)

Тип програми освітньо-професійна

(освітньо-професійна або освітньо-наукова)

Освітня програма Інформаційні управляючі системи та технології

(повна назва освітньої програми)

Керівник Оксана ЧАЛА

(власне ім'я ПРІЗВИЩЕ )

Допускається до захисту  
Зав. кафедри



(підпис)

Костянтин Петров


(власне ім'я ПРІЗВИЩЕ)

2024 р.

Харківський національний університет радіоелектроніки

Навчально-науковий центр заочної форми навчання \_\_\_\_\_  
 Кафедра Інформаційних управляючих систем \_\_\_\_\_  
 Рівень вищої освіти другий (магістерський) \_\_\_\_\_  
 Спеціальність 122 Комп'ютерні науки \_\_\_\_\_  
 (код і повна назва)  
 Тип програми освітньо-професійна \_\_\_\_\_  
 (освітньо-професійна або освітньо-наукова)  
 Освітня програма Інформаційні управляючі системи та технології \_\_\_\_\_  
 (повна назва)

ЗАТВЕРДЖУЮ:

Зав. кафедри  \_\_\_\_\_  
 (підпис)  
 « 04 » грудня 20 23 р.

### ЗАВДАННЯ НА КВАЛІФІКАЦІЙНУ РОБОТУ

студентці Титар Олені Володимирівні \_\_\_\_\_  
 (прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема роботи «Дослідження методів формування тривимірних зображень мікрооб'єктів в медичних інформаційних системах» \_\_\_\_\_

затверджена наказом університету від 01.12.2023 р. № 259 Стз \_\_\_\_\_

2. Термін подання студентом роботи до екзаменаційної комісії 18 \_\_\_\_\_  
 січня \_\_\_\_\_ 2024 р.

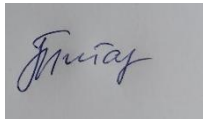
3. Вихідні дані до роботи \_\_\_\_\_ науково-технічна література, публікація, аналіз інтернет ресурсів, аналіз існуючих методів в МІС, особливості МДІС, оцінка переваг та недоліків тривимірної візуалізації мікрооб'єктів, розгляд програмного забезпечення візуалізації мікрооб'єктів \_\_\_\_\_

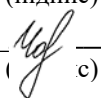
4. Перелік питань, що потрібно опрацювати в роботі аналіз методів формування тривимірних зображень в медичних інформаційних системах, постановка задачі кваліфікаційної роботи, інтерферометрія як метод побудови тривимірних зображень в мікроскопії, переваги і суть голографічної мікроскопії, удосконалення методу інтерферометрії засобами включення поляризаційного контрасту та методів подальшої комп'ютерної обробки інтерферограм, реалізація та перевірка технології отримання тривимірних зображень в мікроскопії, її практичне застосування \_\_\_\_\_

### КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

№	Назва етапів роботи	Терміни виконання етапів роботи	Примітка
1.	Аналіз методів формування тривимірних зображень в медичних інформаційних системах	04.12.2023-09.12.2023	Виконано
2.	Постановка мети і задач кваліфікаційної роботи	11.12.2023-16.12.2023	Виконано
3.	Застосування теоретичних аспектів інтерферометрії як метод побудови тривимірних зображень в мікроскопії	18.12.2023-22.12.2023	Виконано
4.	Інформаційна технологія формування тривимірних мікрооб'єктів в голографічні та її імплементація	25.12.2023-29.12.2023	Виконано
5.	Практичне застосування отриманих результатів	01.01.2023-05.01.2024	Виконано
6.	Оформлення пояснювальної записки	05.01.2024	Виконано
7.	Надання роботи для перевірки на плагіат	09.01.2024	Виконано
8.	Підготовка презентації	09.01.2024	Виконано
9.	Надання роботи на підпис науковому керівникові	11.01.2024	Виконано
10.	Попередній захист	12.01.2024	Виконано
11.	Надання роботи на рецензію	15.01.2024	Виконано
12.	Захист кваліфікаційної роботи	19.01.2024	Виконано

Дата видачі завдання \_\_04.12\_\_ 2023\_\_ р.

Студентка  Титар О. В. \_\_\_\_\_

Керівник роботи  с) проф. Чала О. В \_\_\_\_\_  
(посада, прізвище, ініціали)

## РЕФЕРАТ

Пояснювальна записка до магістерської кваліфікаційної роботи містить: 127 с., 4 розділи, 34 рис., 8 табл., 1 додаток, 72 джерела.

ІНФОРМАЦІЙНА ТЕХНОЛОГІЯ, КОМП'ЮТЕРНА ОБРОБКА ІНТЕРФЕРОГРАМ, МЕДИЧНІ ДІАГНОСТИЧНІ СИСТЕМИ, МЕТОДИ ДОСЛІДЖЕННЯ МІКРООБ'ЄКТІВ, МЕТОДОЛОГІЯ ІНТЕРФЕРМЕТРІЇ, ТРИВИМІРНА ВІЗУАЛІЗАЦІЯ, ЦИФРОВА ГОЛОГРАФІЧНА МІКРОСКОПІЯ.

Об'єкт дослідження: процеси формування зображень тривимірних об'єктів. Досліджено різні методи отримання 3D-зображень, їх переваги та обмеження, а також їх застосування в медичних інформаційних системах. Предмет дослідження: Методи формування тривимірних зображень мікрооб'єктів в медичних діагностичних інформаційних системах.

Метою кваліфікаційної роботи є надати уявлення про поточний стан 3D-візуалізації в МІС, дослідження та удосконалення існуючих моделей і методів 3D-візуалізації для діагностики захворювань, використання цього у медичних закладах. Для вивчення практичного застосування методу інтерферометрії в тривимірному зображенні мікрооб'єктів було проведено дослідження голографічної цифрової мікроскопії, що дозволило реалізувати удосконалений метод ГЦМ шляхом включення поляризаційного контрасту в інтерферометрію та подальшої комп'ютерної обробки інтерферограми (відняття фону, корекція фази, відновлення амплітуди, фільтрація шумів, відтворення 3D зображення).

Новизна результатів дослідження для МІДС було розроблено удосконалений метод інтерферометрії, що значно покращує тривимірні зображення в мікроскопії та підвищує ефективність діагностики в МІС.

## ABSTRACT

The explanatory note to the master's thesis contains: 127 pages, 4 chapters, 34 figures, 8 tables, 1 appendix, 72 sources.

COMPUTER PROCESSING OF INTERFEROGRAMS, DIGITAL HOLOGRAPHIC MICROSCOPY, INFORMATION TECHNOLOGY, INTERFEROMETRY METHODOLOGY, MEDICAL DIAGNOSTIC SYSTEMS, MICRO-OBJECT STUDY METHODS, THREE-DIMENSIONAL VISUALIZATION.

Object of research: processes of forming images of three-dimensional objects. In this paper, we explore different methods of obtaining 3D images, their advantages and limitations, and their application in medical information systems. Research subject: Methods of forming three-dimensional images of micro-objects in medical diagnostic information systems. The purpose of the qualification work is to provide an idea of the current state of 3D visualization in medical information systems, research and improvement of existing models and methods of 3D visualization for disease diagnosis, and its use in medical institutions. To study the practical application of the interferometry method in the three-dimensional imaging of micro-objects, a study of holographic digital microscopy was carried out, which made it possible to implement an improved HCM method by including polarization contrast in interferometry and further computer processing of the interferogram (background subtraction, phase correction, amplitude restoration, noise filtering, 3D images playback). The novelty of the research results is that an improved method of interferometry was developed for MIDS, which significantly improves three-dimensional images in microscopy and increases the efficiency of diagnostics in MIS, simplifies the diagnosis of many diseases, including in real time.

## ЗМІСТ

Скорочення та умовні позначки.....	8
Вступ.....	9
1 Аналіз методів формування тривимірних зображень мікрооб'єктів в медичних інформаційних системах.....	12
1.1 Дослідження використання медичних інформаційних систем для автоматизованої діагностики захворювання. ....	12
1.1.1 Класифікація МІС.....	12
1.1.2 Види медичних інформаційних діагностичних систем.....	20
1.1.3 Огляд тривимірного зображення для медичних цілей .....	22
1.2 Тривимірна візуалізація мікрооб'єктів у медичних дослідженнях .....	33
1.3 Аналіз методів формування тривимірних зображень мікрооб'єктів в медичних інформаційних системах.....	38
1.4 Постановка задачі дослідження. Вибір оптимальних методів для дослідження .....	40
2 Теорія. Інтерферометрія як метод формування тривимірних зображень мікрооб'єктів .....	44
2.1 Метод інтерферометрії, суть методу, переваги і обмеження .....	44
2.2 Удосконалений метод інтерферометрії в медичних дослідженнях .....	50
3 Інформаційна технологія формування тривимірних зображень мікрооб'єктів .....	61
3.1 Опис інформаційної технології формування тривимірних зображень... ..	61
3.1.1 Інформаційна технологія побудови глибини тривимірного зображення .....	61
3.1.2 Цифрова голографічна мікроскопія у формуванні тривимірних зображень мікрооб'єктів .....	62
3.2 Імплементация інформаційної технології цифрової голографічної мікроскопії .....	63
3.2.1 Основні принципи цифрової голографії .....	63
3.2.3 Отримання і обробка інтерферограм для тривимірної візуалізації... ..	65
3.3 Аналіз можливостей та перспектив використання цифрової голографічної мікроскопії в медичних інформаційних системах.....	68
4 Реалізація та перевірка технології, її практичне застосування .....	70

4.1 Реалізація технології.....	70
4.1.1 Застосування тривимірних зображень мікрооб'єктів у медичних інформаційних системах.....	70
4.1.2 Принципова схема цифрового голографічного мікроскопа .....	71
4.1.3 Побудова карти глибини.....	73
4.1.4 Використання тривимірних зображень мікрооб'єктів у діагностиці	82
4.1.5 Використання тривимірних зображень мікрооб'єктів у хірургічному плануванні .....	83
4.2 Експериментальна перевірка та реалізація технології .....	85
4.2.1 Інформаційні технології обробки інтерферограм .....	85
4.2.2 Комп'ютерна обробка інтерферограм .....	89
4.3 Переваги та виклики використання тривимірних зображень мікрооб'єктів у медичних інформаційних системах .....	96
Висновки .....	101
Перелік джерел посилання .....	104
Додаток А Графічні матеріали.....	<b>Помилка! Закладку не визначено.</b>

## СКОРОЧЕННЯ ТА УМОВНІ ПОЗНАКИ

АН ПРЕ - академія наук прикладної радіоелектроніки  
АСУ – автоматизована система управління  
БД – база даних  
ЗВО – заклад вищої освіти  
ІАС – інформаційна автоматизована система  
ІС – інформаційна система  
ІУСТ – інформаційні системи та технології  
КЛКТ — конусно-променева комп’ютерна томографія  
КТ – комп’ютерна томографія  
КТЗ – комплекс технічних засобів  
МІС – медична інформаційна система  
МІДС – медична інформаційна діагностична система  
МРТ – магнітно-резонансна томографія  
НДР - науково-дослідні роботи  
ОС – операційна система  
ПЗ – програмне забезпечення  
ПК – персональний комп’ютер  
ПМД – перша медична допомога  
РІДС - радіологічна інформаційна діагностична система  
СЗМ – скануюча зондова мікроскопія (СЗМ)  
СУБД – система управління базами даних  
ХНУРЕ – Харківський Національний Університет Радіоелектроніки  
ЦБД – центральна база даних  
ЦГМ- цифрова голографічна мікроскопія  
ЦГІМ- цифрова голографічна інтерференційна мікроскопія  
AI – artificial intelligence

## ВСТУП

Актуальність. Автоматизована діагностика в медицині означає використання комп'ютерних систем для аналізу даних пацієнтів і генерування діагнозів. Одним із технологічних досягнень останніх років є впровадження автоматизованих діагностичних систем та впровадження методів візуалізації. Використовуючи різні алгоритми та статистичні моделі, ці системи можуть генерувати точні та своєчасні діагнози для широкого спектру захворювань.

Дослідження моделей та методів автоматизованої діагностики захворювань за допомогою візуалізації є важливою задачею в медичній галузі, особливо для приватних медичних закладів. Сучасні медичні інформаційні системи велике значення приділяють діагностиці. Особливо складна діагностика за зображеннями, автоматизація діагностики за тривимірними зображеннями значно покращить функціонування МІС. Найбільш актуальною є задача для побудови тривимірних об'єктів в мікроскопії (наприклад, клітини крові), на основі динамічного тривимірного зображення можна ефективно діагностувати більшість хвороб і загальний стан пацієнта

Об'єкт дослідження: процеси формування зображень тривимірних об'єктів.

Предмет дослідження: Методи формування тривимірних зображень мікрооб'єктів в медичних діагностичних інформаційних системах.

Тривимірна (3D) візуалізація зробила революцію в галузі медичної візуалізації, забезпечивши більш повне та точне представлення мікрооб'єктів. У цій роботі ми досліджуємо різні методи отримання 3D-зображень, їх переваги та обмеження, а також їх застосування в медичних інформаційних системах.

Метою кваліфікаційної роботи є надати уявлення про поточний стан 3D-візуалізації в медичних інформаційних системах, дослідження та удосконалення існуючих моделей і методів 3D-візуалізації для діагностики

захворювань, використання цього у медичних закладах.

Для досягнення мети магістерської кваліфікаційної роботи необхідно вирішити наступні задачі дослідження:

- на основі проведеного аналізу існуючих МІС, її основних моделей та методів, визначити місце та перспективи 3D-візуалізації в медичних інформаційних системах;

- визначити проблеми та можливості, пов'язані з цією технологією, і запропонувати можливі рішення для подолання цих проблем;

- модифікувати та розробити методи 3D-візуалізації в медичних інформаційних системах з урахуванням обмежень даної задачі;

- практично реалізувати математичний механізм для вдосконалення методів 3D-візуалізації для діагностики захворювань, в тому числі з урахуванням можливостей штучного інтелекту;

- експериментально перевірити отримані результати вирішення задачі в покращенні глибини зображення для автоматизованої діагностики захворювань.

Наукова новизна роботи в тому, що удосконалено метод побудови 3D зображень мікрооб'єктів шляхом включення поляризаційного контрасту в метод інтерферометрії та подальшої комп'ютерної обробки інтерферограм, тим самим покращені методи 3D-візуалізації в мікроскопії на прикладі мікрооб'єктів - клітин крові (еритроцити, лімфоцити), експериментально перевірені отримані результати вирішення задачі покращення глибини зображення для автоматизованої діагностики захворювань

Практичні результати В результаті розробки та удосконалення методу інтерферометрії покращується 3D зображення мікрооб'єктів (еритроцитів, лімфоцитів), що спрощує діагностику захворювань, моніторинг стану здоров'я пацієнтів, підвищує ефективність лікування.

Кваліфікаційна робота має важливе практичне значення для медичних закладів, оскільки результати дослідження можуть бути застосовані для покращення процесу діагностики та лікування захворювань. Робота має

наукове значення, оскільки спрямована на покращення методів та моделей автоматизованої візуальної діагностики захворювань на основі глибинних зображень, що може призвести до створення більш ефективної системи діагностики та лікування.

Для досягнення поставленої мети роботі будуть застосовані різні аспекти дослідження, такі як огляд літератури, попередній аналіз існуючих рішень, статистичний аналіз даних та моделювання, опис теоретичного вирішення задачі. Результати дослідження будуть представлені у вигляді числових показників, графіків та таблиць, які демонструють ефективність розроблених методів та моделей діагностики.

Результати дослідження можуть бути використані для покращення якості медичної допомоги та забезпечення більш точного та швидкого виявлення захворювань, що є особливо важливо в сучасних умовах.

Апробація дослідження. 1.Титар О. Вдосконалення методу інтерферометрії в медичних інформаційних діагностичних системах. Збірка I Міжнародної науково-практична конференція «Current methods of improving outdated technologies and methods», 08-10 січня 2024 р., Більбао, Іспанія. =MATERIALS The I International Scientific and Practical Conference «Current methods of improving outdated technologies and methods» Bilbao, Spain. (January 08-10, 2024). Pp.456-461.

2.Титар О. Використання та покращення тривимірного зображення для медичних цілей. II Міжнародна науково-практична конференція «Advanced technologies for the implementation of new ideas», 09-12 січня 2024 р., Брюссель, Бельгія The 2 International scientific and practical conference “Advanced technologies for the implementation of new ideas” (January 09 - 12, 2024) Brussels, Belgium. International Science Group. 2024.Pp.320-326.

# 1 АНАЛІЗ МЕТОДІВ ФОРМУВАННЯ ТРИВИМІРНИХ ЗОБРАЖЕНЬ МІКРОО'ЄКТІВ В МЕДИЧНИХ ІНФОРМАЦІЙНИХ СИСТЕМАХ

1.1 Дослідження використання медичних інформаційних систем для автоматизованої діагностики захворювання.

## 1.1.1 Класифікація МІС

Вже на середину ХХ століття появляються перші засоби медичної автоматичної діагностики, розробляється автоматизований аналіз медичних даних. Комп'ютери та обчислювальні технології значно прискорюють обробку медичних даних, а значить і діагностику. При цифровій обробці медичних даних постало багато можливостей для аналізу медичних зображень та сигналів, програмне забезпечення стало помічником лікаря в автоматизації діагностики та призначенні лікування. На основі медичних інформаційних систем лікар може набагато швидше аналізувати інформацію, визначати діагноз, пропонувати необхідне лікування.

Використання інформаційних систем (ІС) стало необхідним в сучасній галузі охорони здоров'я. Таке використання спрямоване як на автоматизацію самого процесу діагностики, так і на підвищення її точності [1].

У світі і в Україні існують різні медичні інформаційні системи, що повинні спростити та удосконалити процес управління медичним закладом, сприяють підвищенню ефективності діагностики захворювань та догляду за пацієнтом. При тому що впроваджується система управління лікарнею можна досягнути більшої ефективності закладу охорони здоров'я, в тому числі це точність зібраних даних та їх обробка для правильного діагнозу. Оптимізація управлінських завдань дозволяє досягнути швидкості та якості в лікуванні пацієнтів, роботи з більш ефективного призначення їм ліків в електронних рецептах та зменшення паперової роботи [2].

У світовій практиці виділяють 4 основних типи інформаційних систем охорони здоров'я (види МІС представлені на рис.1.1):

- система управління медичною практикою, електронні системи медичних записів, заявки на невідкладну допомогу;
- програмне забезпечення для електронних рецептів;
- віддалений моніторинг пацієнтів, основний індекс пацієнта;
- портал пацієнта, медичне програмне забезпечення для виставлення рахунків.

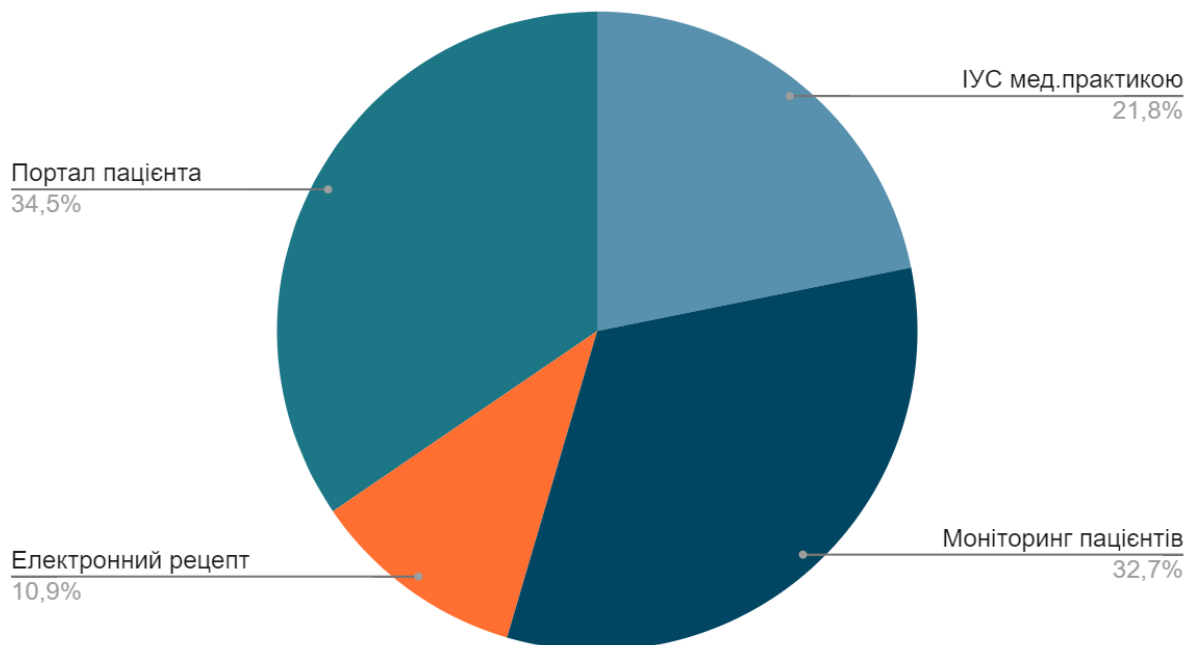


Рисунок 1.1 - Види медичних інформаційних систем

Єдина державна електронна система охорони здоров'я (eHealth) – це комплексна система, запущена в Україні в 2018 році [3]. Ця система має на меті інтегрувати медичні дані з різних джерел (лікарні, поліклініки, аптеки) в єдину цифрову платформу. Тим самим в узагальненому вигляді вона виконує функції всіх основних виділених нами медичних інформаційних систем: систему управління медичною практикою, програмне забезпечення для

електронних рецептів, віддалений моніторинг пацієнтів, портал пацієнта. eHealth складається з центрального компонента – центральної бази даних (ЦБД) – він відповідає за централізоване зберігання і обробку інформації в медичних інформаційних систем (МІС), які лікарні та поліклініки можуть вибирати на ринку і встановлювати у себе [4].

На рисунку 1.2 зображено схематичне представлення електронної системи охорони здоров'я eHealth. В майбутньому eHealth система дасть можливість пацієнту швидко отримати свою медичну інформацію, а лікарям – правильно ставити діагноз з урахуванням цілісної картини здоров'я пацієнта, менеджерам ефективно керувати медичними закладами [5].

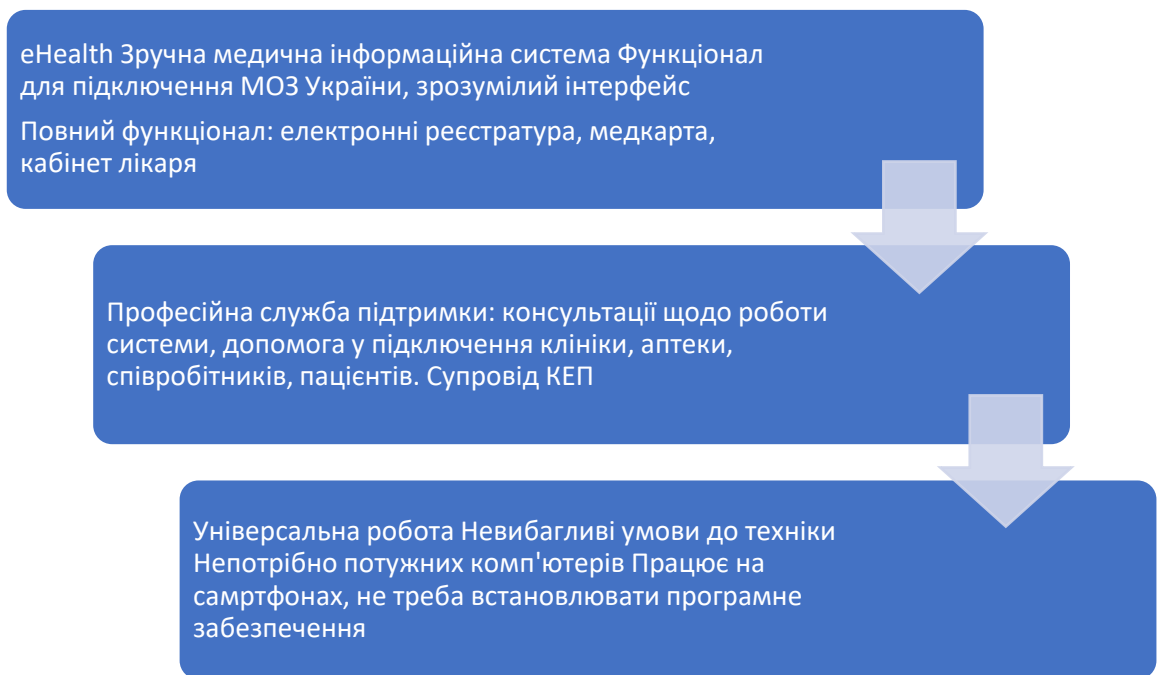


Рисунок 1.2 – Електронна система охорони здоров'я eHealth

Оскільки система eHealth містить всю медичну історію пацієнта, то це дає можливість вести пацієнтів, в тому числі через портал пацієнта, мати усі необхідні документи, для лікаря це обізнаність з історією хвороб та можливість виписати електронні рецепти та довідки.

Переваги використання eHealth орієнтовані на високу якість роботи медичних працівників та обслуговування хворих [6]. Ключову роль в

архітектурі eHealth грають МІС. Розглянувши декілька з існуючих МІС можна дійти до висновку в чому полягає необхідність дослідження моделей та методів автоматизованої діагностики захворювань.

МІС можна класифікувати за своїм призначенням та ознаками, порівняльна характеристика МІС в Україні та її аналіз представлена в таблиці 1.1.

Таблиця 1.1 – Порівняльна характеристика існуючих МІС в Україні

Назва системи	Критерій порівняння	Характеристика
Helsi	Опис системи	Helsi – це інноваційна система електронного здоров'я. Фактично присутні 4 види виділених нами світових МІС: ІУС медичною практикою (електронні медичні картки, електронний запис на прийом до лікарів), електронний рецепт, портал пацієнта (отримання та обробка даних пацієнта) і віддалений моніторинг пацієнтів
	Наявність автоматизації діагностики	Helsi використовує автоматизовану діагностику, різні методи діагностики медичних станів та хвороб на основі аналітичних алгоритмів та машинного навчання.
	Переваги	Helsi надає зручний доступ до медичних даних, забезпечуючи пацієнтам можливість переглядати свої результати аналізів, діагностику та історію лікування в онлайн-режимі, тим самим повноцінно функціонує портал пацієнта. Система дозволяє легко здійснювати електронний запис на прийом до лікарів і сприяє ефективній координації медичного обслуговування.

Продовження таблиці 1.1

	Недоліки	Helsi має два недоліки - важку продуманість та складність впровадження інтегрованої з іншими МІС системи та захист даних, необхідність високого рівня конфіденційності медичних даних.
Moniheal	Опис системи	Moniheal – також є інноваційною системою електронної медицини, в стосунках лікар-пацієнт пропонується розширений набір функцій, електронна медична картка та електронна обробка медичних даних для діагностики
	Наявність автоматизації діагностики	В Moniheal також наявні автоматизація діагностики, машинне навчання та використання інтелектуальних алгоритмів
	Переваги	У Moniheal фактично присутні такі види виділених нами світових медичних інформаційних систем: ІУС медичною практикою (електронні медичні записи, історія лікування), портал пацієнта в вигляді електронного журналу самооцінки здоров'я пацієнта і віддалений моніторинг пацієнтів
	Недоліки	Складнощі впровадження системи Moniheal через технічну інфраструктуру та навчання необхідним навичкам користувачів, а також збереження конфіденційності медичної інформації.
Asker	Опис системи	Asker — МІС, яка використовує електронний доступ до медичних даних та електронну історію лікування, електронне зберігання даних.

Кінець таблиці 1.1

	Наявність автоматизації діагностики	Немає, лише засоби для зберігання даних
	Переваги	Зручність та швидкість доступу до медичних даних у спілкуванні лікар-пацієнт
	Недоліки	Відсутність автоматизації діагностики та незручність інтерфейсу
Health24	Опис системи	Health24 – це медична інформаційна система, яка надає електронні медичні картки та дозволяє здійснювати моніторинг та управління здоров'ям.
	Наявність автоматизації діагностики	Health24 використовує автоматизовані інструменти для підтримки діагностики та аналізу медичних даних.
	Переваги	Health24 дозволяє легко вести електронний журнал здоров'я, моніторити показники здоров'я та отримувати рекомендації щодо здорового способу життя. Вона також надає можливість консультуватися з медичним персоналом в онлайн-режимі.
	Недоліки	Недоліком Health24 є обмежені можливості обробки складних медичних даних та відсутність детального аналізу результатів аналізів.

Порівняльна таблиця 1.1 надає загальний огляд основних медичних інформаційних систем, включаючи їх опис, ступінь автоматизації та діагностики, переваги та недоліки.

З урахуванням наданих характеристик, найкращою є зараз eHealth, а Monihealth може вважатися потенційним лідером. Але не зважаючи на всі

переваги даної системи, розробка власної автоматизованої системи діагностики захворювань має свої переваги. Розробка власної системи діагностики дозволяє точно врахувати особливості та потреби конкретної медичної установи чи групи пацієнтів, дозволяє забезпечити високий рівень контролю якості результатів, безпеки медичних даних пацієнтів, дозволяє зменшити залежність від зовнішніх постачальників аналогічних систем.

Діагностика захворювань відіграє вирішальну роль у галузі медицини, дозволяючи медичним працівникам точно ідентифікувати та класифікувати різні захворювання. З розвитком технологій і доступністю масштабування медичних даних моделі машинного навчання стали цінними інструментами для діагностики захворювань. Медичні методи візуалізації, такі як рентген, комп'ютерна томографія (КТ), магнітно-резонансна томографія (МРТ) і ультразвук, широко використовуються для діагностики захворювань. Дослідження зображень надають детальну структурну та функціональну інформацію про організм, допомагаючи у виявленні та характеристиці різних захворювань. Такі методи особливо цінні в радіології, кардіології, онкології та неврології. Інтерпретація медичних зображень вимагає спеціальної підготовки та досвіду, а точність діагнозу залежить від якості методу візуалізації, отримання зображення та інтерпретації.

З моменту відкриття X-променів, методи візуалізації в медицині грають важливу роль при виконанні хірургічних процедур. Хоча медична візуалізація починалася з простих рентгенівських знімків з метою виявлення сторонніх об'єктів в організмі людини, перехід до комп'ютерних технологій з'явився проривом в даній галузі. Аналіз одержуваних зображень надає істотну допомогу при плануванні лікування, в основі якого лежать техніка і характер оперативного втручання на різних анатомічних структурах. Сучасні методи візуалізації дозволяють визначити локалізацію патологічного захворювання з точністю до 1 мм. Віртуальні технології в сучасній хірургії реалізуються завдяки тривимірної обробки, як правило, первинних МСКТ і МРТ органів і систем з контрастним підсиленням. Застосування 3D-зображень є ефективним

методом в плануванні операцій. Медичні зображення поліпшуються з появою нових швидких і якісних методів сканування, що характеризуються високою розподільною здатністю, що істотно підвищує рівень сприйняття 3D-зображень.

Комп'ютерна томографія (КТ) дозволяє здійснювати деталізовані тривимірні знімки у вигляді зрізу через тіло людини, таким чином, отримуючи зріз з пошаровим розташуванням органів. КТ дозволяє більш точно оцінити стан тканин організму, ступінь їх руйнування, провести якісний і кількісний аналіз, отримати реальні розміри і контури анатомічних утворень.

Сучасне сканування дозволяє виявити дефекти тканин та органів, які приховані на звичайному рентгені або УЗД. КТ дозволяють не тільки отримати просторову інформацію про кількісні та якісні показники органів, а й відпрацювати принципи і хід оперативного втручання.

Медичні застосування голографії для 3D візуалізації в медичних системах (і родинних методів) можна розбити на три великі групи по базових методиках: класична голографія; цифрова голографія і ESPI; створення голографічних оптичних елементів, які можуть використовуватися в медичному обладнанні для формування і перетворення оптичних пучків.

Голографічні методи знайшли широке застосування в офтальмології. Також можливо і перспективне застосування голографічних методик в хірургії.

Методи штучного інтелекту (artificial intelligence, AI), включаючи машинне та глибоке навчання, набули популярності в діагностиці захворювань. Методи AI можуть аналізувати великі та складні набори даних, витягувати релевантні функції та створювати прогнозні моделі. Штучний інтелект і машинне навчання можна використовувати для покращення 3D-зображень і розпізнавання 3D-об'єктів. Одним із найцікавіших застосувань глибокого навчання є розпізнавання тривимірних об'єктів у кількох ракурсах, яке стало однією з найбільш ретельно досліджуваних тем. Розпізнавання тривимірних об'єктів у кількох ракурсах вимагає захоплення характеристик

об'єкта з кількох точок зору та їх об'єднання для підвищення точності розпізнавання. Було помічено, що види з кількох точок огляду можуть доповнювати детальні характеристики об'єкта один одного, і що згорточна нейронна мережа з кількома видами (MVCNN) призвела до швидкого розвитку методів розпізнавання 3D-об'єктів, заснованих на техніці багаторакурсного використання глибоких методи навчання. Злиття ознак також стало центром досліджень у цій галузі [21]. Щоб підвищити точність розпізнавання, штучний інтелект і машинне навчання можуть бути використані для використання досягнень CNN і дескрипторів зображень,

У багатьох випадках діагностика захворювання вимагає інтеграції кількох методів і підходів. Поєднання клінічних результатів, лабораторних тестів, медичної візуалізації та молекулярної діагностики може забезпечити всебічний і точний діагноз. Мультимодальні підходи підвищують точність діагностики та дозволяють отримати більш цілісне розуміння захворювання.

Тривимірна (3D) візуалізація зробила революцію в галузі візуалізації в медичних системах, забезпечивши більш повне та точне представлення мікрооб'єктів. У цій роботі ми досліджуємо різні методи отримання 3D-зображень, їх переваги та обмеження, а також їх застосування в медичних інформаційних системах. Ми також розглядаємо технічні та етичні проблеми, пов'язані з використанням 3D-зображень у медичних інформаційних системах.

### 1.1.2 Види медичних інформаційних діагностичних систем

Медичні інформаційні діагностичні системи відіграють велику роль у функціонуванні медичних установ. Як правило це медичні системи поділяються на консультативно-діагностичні та експертні (див. рисунок 1.3). В свою чергу консультативно-діагностичні розподіляються на скрінінгові,

профілактичні, діагностично-моніторингові, а також інформаційні системи розподіляються на інформаційної функціональної діагностики, радіологічної діагностики, лабораторної діагностики, ультразвукової діагностики тощо.

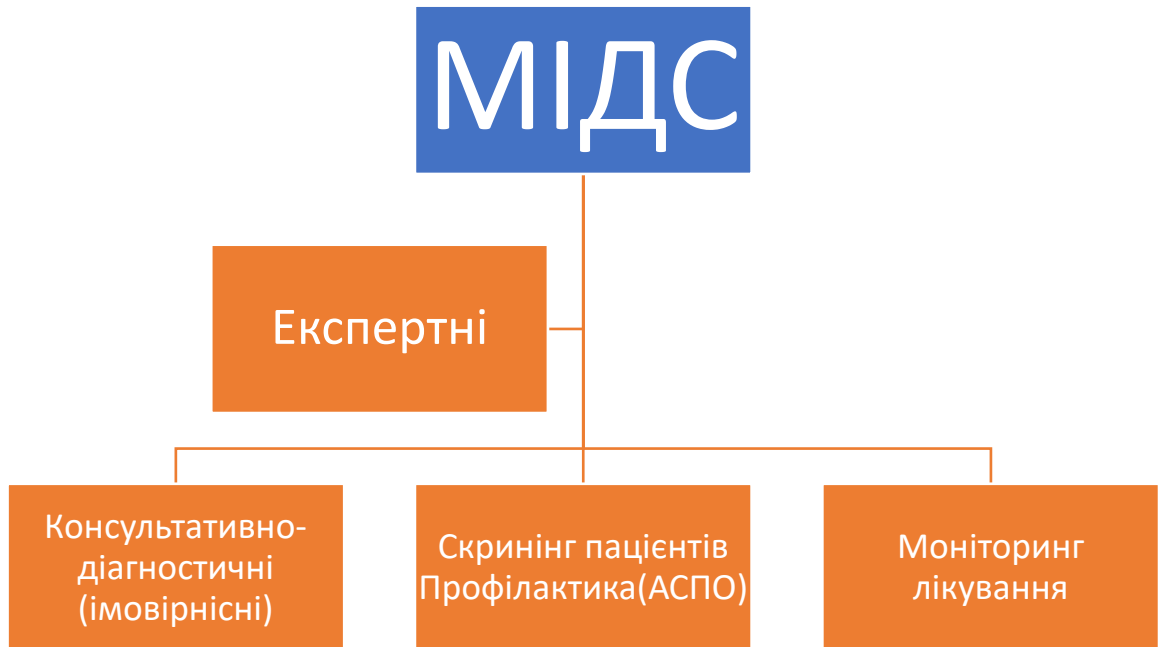


Рисунок 1.3 - Класифікація медичних інформаційних діагностичних систем

Для функціональної діагностики як правило використовуються не складні прикладні програми. Отримана інформація (обстеження серця, нервової системи, органів дихання) в вигляді електричних сигналів фіксується і переводиться в цифру заради подальшої обробки. Отримана інформація архівується.

При ультразвуковій та променевої діагностиці дані, отримані за допомогою рентгенографічного, ультразвукового та іншого обладнання, зберігаються у цифровому вигляді. З метою покращення умов спостереження отримуваних зображень останні обробляються спеціальними алгоритмами для зображень. Також достатньо складну структуру має радіологічна діагностична

система, можлива її схема представлена на рисунку 1.4.

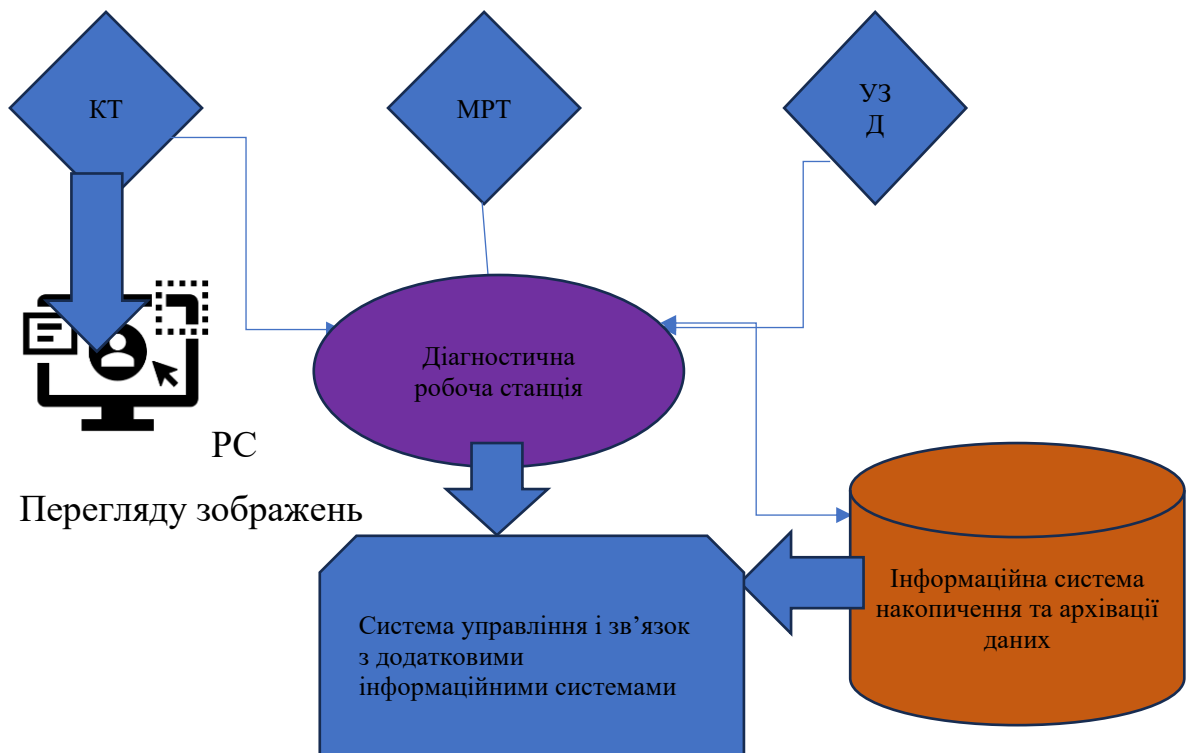


Рисунок 1.4 - Радіологічна інформаційна діагностична система (РІДС)

Як правило через великий об'єм отримуваної інформації радіологічна та ультразвукова діагностика потребує найбільшого завантаження у локальних інформаційних мережах. Також часто ці дані використовуються у науковій діяльності, у мережових консультаційних конференціях, в дистанційних консиліумах тощо.

### 1.1.3 Огляд тривимірного зображення для медичних цілей

Тривимірне зображення створюється шляхом реконструкції 3D сцени з цілих пікселів елементарних зображень [11]. Це робиться за допомогою матриці мікро лінз і матриці детекторів [11]. Його можна відобразити на

різних відстанях від масиву мікролінз через зворотне поширення елементарних зображень [11]. Для побудови цього зображення паралакси використовуються як підказки глибини [12]. Для цього об'ємні піксельні значення сцени обчислюються за допомогою оптичного моделювання [11]. Оптика, що формує зону спостереження, така як спеціальні оптичні окуляри або пластини [12], також може бути використана для надання паралаксу зображенню. Однак відомо, що така оптика викликає небажані ефекти, такі як муарові смуги, погіршення якості зображення, реверсія глибини та обмеження областей перегляду [12]. 3D-зображення можна далі класифікувати на стереоскопічний і багаторакурсний методи [12]. Стереоскопічні методи забезпечують лише бінокулярний паралакс, тоді як багаторакурсні методи забезпечують як бінокулярний паралакс, так і паралакс руху [12]. 3D-зображення може бути представлено або одночасно, або як часову послідовність за допомогою проєкторів або дисплеїв [12]. 3D-зображення також відоме тим, що не страждає від деградації плям і відображає справжнє кольорове 3D-зображення з повним паралаксом і безперервними кутами огляду через некогерентне світло [13]. Крім того, зображення SNOM (скануюча нанооптична мікроскопія) може бути згенероване в 3D-просторі за допомогою растрового сканування кінчика над поверхнею зразка в площині  $x$ - $y$  та переміщення через фіксовані інтервали в напрямку  $z$  [14]. Це дозволяє відобразити все ближнє поле та його межу з дальнім полем [14]. Реконструйоване 3D-ортоскопичне реальне зображення об'єктів може бути створено за допомогою техніки прямого захвату за один крок [11]. Очікується, що це зображення зазнає серії коливань інтенсивності, віддаляючись від поверхні, і поблизу наночастинок також видно області більш інтенсивного прямо розсіяного світла [14]. Крім того, розсіяне електричне поле, створене наночастинами, краще представляти як нескінченну суперпозицію мультиполів, а не як чисто дипольне поле, і реконструйоване 3D-зображення може бути створене з перетину площини даних  $x$ - $y$ ,  $x$ - $z$  та  $y$ - $z$  [14]. У системі 3D SNOM п'єзосканер може розташувати наконечник у будь-якій точці 3D-

простору, а сканування вздовж площин  $x$ - $z$  при постійному  $y$  можна використовувати для отримання поперечного перерізу світла, розсіяного наноструктурами на різних висотах від зразка. поверхні [14]. Зображення SNOM і топографії також можна отримати за допомогою сканування AFM/SNOM площини  $x$ - $y$  вздовж поверхні зразка в 3D конфігурації SNOM [14].

Тривимірне зображення пропонує численні переваги для відстеження руху в динамічних сценах [15]. Крім того, для статичних сцен можна отримати високоякісні 3D зображення [15]. 3D-друк застосовувався в різних медичних цілях, включаючи хірургію [16]. Тривимірне зображення надає цінну інформацію про глибину сцени, дозволяючи точно реконструювати об'єкти, наприклад голову манекена [15]. Глибину та відбивну здатність зображення можна отримати за допомогою часопрольоту (TOF) з імпульсними джерелами освітлення та лавинними фотодіодами [15]. Також можна отримувати кілька зображень з різними властивостями затінення за допомогою структурованого освітлення та просторово розділених фотодіодів [15].

Структуроване імпульсне освітлення також можна використовувати для відновлення глибини та відбивної здатності за допомогою TOF [15]. 3D-зображення з використанням однопиксельних детекторів забезпечує цікаві методи отримання 3D-зображень [15]. Ці зображення забезпечують набагато точніше уявлення об'єкта, що знімається [15], покращуючи візуалізацію форми та імунореактивних патернів [17]. Крім того, 3D-зображення дозволяють проводити аналіз у всіх трьох вимірах, виявляючи детальні структури, забезпечуючи чудову якість зображення [17] і дозволяючи розділити характерні особливості об'єктів [15]. Тривимірне зображення також дозволяє розрізняти об'єкти на різних глибинах, а зображення з роздільною здатністю в часі дозволяє ізолювати затемнені об'єкти від об'єктів, що представляють інтерес [15]. 3D-зображення також забезпечує міліметричну точність визначення діапазону, а швидкість відео в реальному часі може бути

отримана за допомогою модифікованої схеми стиснення, яка не покладається на тривалу постобробку [15].

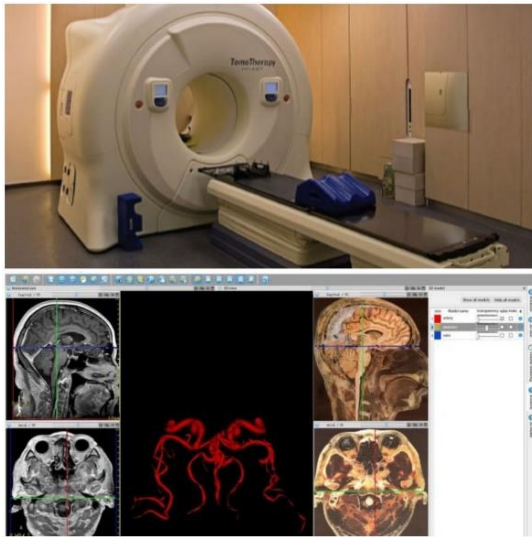
Незважаючи на переваги 3D-зображень, вони створюють ряд проблем. Однією з них є складність пошуку тривимірних форм, яка є актуальною проблемою в різних областях [18]. Це пояснюється тим, що більшість існуючих методів, розроблених для цієї мети, зменшують форму до більш простого представлення форми [18]. Оскільки 3D-зображення включають багато даних, важко звести фігури до простіших зображень. Тому існує потреба в розробці ефективних методів зменшення тривимірної форми до більш простого представлення форми. Крім того, потрібно покращити точність форм, отриманих із 3D-зображень. Це пов'язано з тим, що точність форм, отриманих із 3D-зображення, залежить від роздільної здатності 3D-зображення. Крім того, 3D-зображення можуть бути розмитими через шум або спотворення, що призводить до неточних форм. Тому необхідно розробити методи зменшення впливу шуму та спотворень на точність форм, отриманих із 3D-зображення. Нарешті, на 3D-зображення можуть впливати різні умови освітлення, що може вплинути на точність форм, отриманих із 3D-зображення. Тому необхідно розробити методи для зменшення впливу умов освітлення на точність форм, отриманих із 3D-зображення.

Загальні методи отримання тривимірних зображень. Приклади отримання тривимірних зображень для діагностики представлені на рис.1.5. Отримання тривимірних (3D) зображень є складним завданням, що вимагає застосування широкого спектру методів. Наприклад, мікроскопія з плоским освітленням — це метод, який передбачає використання сканованих променів Бесселя для створення тонших світлових листів для зображення [19].

Також можливе використання двокольорового збудження [19] або 3D-потрійної імунофлюоресценції [17]. Останній метод особливо підходить для аналізу мікроструктури чутливих нервових закінчень [17]. З іншого боку, деконволюція — це обчислювальний підхід, який використовується для зменшення позафокусної флуоресценції в 3D-зображеннях [17]. Це більш

складна техніка, яка підходить для певних дослідницьких завдань і здатна створювати чудову якість зображення [17].

А



Б

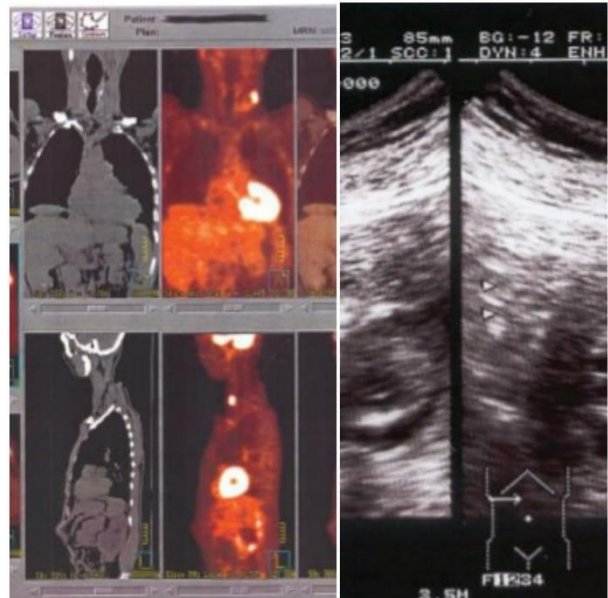


Рисунок 1.5 – Тривимірна візуалізація в медичній діагностиці.

А. Магнітно-резонансна томографія. Тривимірне зображення судин головного мозку, реконструйоване за допомогою МРТ.

Б. Позитронно-емісійна томографія і ПЕТ-сканування.

Ультрасонографія

Деконволюція з експериментально вимірними функціями розповсюдження точок (PSFs) також може покращити якість 3D-зображень [17] і може використовуватися в поєднанні зі структурованим освітленням та/або двофотонним збудженням [19]. Крім того, об'ємне рендеринг і мультигармонічний режим Бесселя [19] також є способами отримання 3D-зображень. Для ілюстрації було проведено дослідження за допомогою конфокального лазерного скануючого мікроскопа на трупних зап'ястях людини [17]. Кріозрізи фарбували маркерами імунофлуоресценції [7] для

білка S100B, рецептора нейротрофіну p75 (p75), продукту гена білка 9.5 (PGP 9.5) та 4',6-діамідіно-2-феніліндолу (DAPI). Нарешті, конфокальні дані візуалізували як 3D-зображення та деконволюціювали за допомогою експериментальних PSF, що дозволило локалізувати та класифікувати сенсорні нервові закінчення відповідно до Фрімена та Уайка [17]. Тривимірне зображення покращує морфологічні деталі порівняно з двовимірною (2D) мікроскопією [17] і, таким чином, забезпечує краще розуміння досліджуваних структур.

Методи тривимірного зображення відрізняються з точки зору точності, швидкості та вартості. Різні методи тривимірного зображення відрізняються за точністю, швидкістю та вартістю [20], [21]. Рух може впливати на фотографію крупним планом, роблячи її непридатною для 3D-зображення поверхні [20]. Швидкість захоплення має вирішальне значення для 3D-зображень поверхні, оскільки рух пацієнта може спричинити розмитість зображення [20]. Тривимірне зображення поверхні має один шар координат  $x$ ,  $y$  та  $z$  для побудови геометрії та кольорової карти [20]. Було проведено дослідження для порівняння різних портативних 3D-технологій у виявленні невеликого об'ємного збільшення на моделі манекена та серії пацієнтів [21]. Однак дослідження не надає інформації щодо порівняльної точності, швидкості та вартості різних методів 3D-зображення [21]. 3dMD і Di3D забезпечують 4D системи захоплення, які дозволяють фіксувати рух 3D поверхні в часі [21]. Системи 3dMD та Di3D є найшвидшими пристроями захоплення, здатними захоплювати зображення протягом 1,5 та 1 мс відповідно [21]. Crisalix відрізняється від інших чотирьох систем тим, що вона повністю веб-базована та реалізована за допомогою хмарних обчислень [21]. Проте текст не містить конкретної інформації про те, як різні методи 3D-зображень відрізняються з точки зору точності, швидкості та вартості [21],[20].

Аналіз різних методів отримання тривимірних зображень в МДІС представлений в таблиці 1.2.

Таблиця 1.2 – Методи отримання даних для медичних діагностичних систем

Комп'ютерна томографія (КТ)	Переваги	Тривимірне зображення відновлюється через поєднання послідовності поперечних розрізів. Техніка візуалізації використовує комп'ютери для аналізу декількох поперечних рентгенівських променів: САТ — комп'ютерний сканер осьової томографії обертається на 360 градусів навколо пацієнта, роблячи рентгенівські знімки
	Недоліки	Статичне зображення. Висока доза опромінення
	Точність	Досить висока, менш висока для мікрооб'єктів
	Вартість	Середня вартість
Магнітно-резонансна томографія (МРТ)	Переваги	Менше опромінювання пацієнта, речовина, що піддається впливу магнітних полів та радіохвиль, випромінює радіосигнали. Сканер відновлює зображення Більш безпечний для людини. Неінвазивний
	Недоліки	Шкідливість опромінювання. Статичне зображення. Додатковий захист (екран) Дискомфорт пацієнта. Обмеження проведення обстеження. Висока вартість
	Точність	Досить висока точність щодо ряду діагнозів
	Вартість	Висока вартість

Кінець таблиці 1.2

Позитронно-емісійна томографія (ПЕТ)	Переваги	Використовують відносно безпечні фармпрепарати, що випромінюють випромінювання Динамічне зображення
	Недоліки	Відносно не шкідливе
	Точність	Досить точне зображення
	Вартість	Досить висока вартість
Ультрасонографія	Переваги	Використовує передачу височастотних звукових хвиль для генерації ехо-сигналу, що перетворюється комп'ютером в зображення. Динамічне зображення Малоінвазивна, загалом більш безпечна
	Недоліки	Низка об'єктів не доступні для візуалізації. Навчання оператора Різний результат
	Точність	Зображення фізіології та фізіологічних процесів в режимі реального часу
	Вартість	Середня вартість

Обмеження кожного методу тривимірного зображення. Незважаючи на переваги 3D-зображення, кожен метод зображення має свої обмеження. На зображення конусно-променевої комп'ютерної томографії (КЛКТ) впливають артефакти, шуми та низький контраст м'яких тканин, що робить їх гіршими порівняно зі звичайними зображеннями КТ [22]. Обмеження СВСТ пов'язані з геометрією проекції конічного променя, чутливістю детектора та роздільною здатністю контрасту [22], які створюють зображення меншої чіткості та

корисності. Крім того, роздільна здатність КЛКТ-зображень нижча, ніж у звичайної КТ, і КЛКТ-зображення також більш чутливі до артефактів [22].

Дані щодо точності, швидкості та вартості різних портативних 3D-технологій у виявленні малих об'ємів обмежені [21]. Дослідження спрямоване на порівняння та аналіз подібності між точністю 3D-зображень, знятих камерою смартфона з датчиками глибини, і традиційною системою 3dMD Face [20]. Це може надати уявлення про те, як різні методи 3D-зображення відрізняються з точки зору точності [20]. 3D-сканери поверхні використовуються в автомобільній та аерокосмічній промисловості, де точність має вирішальне значення [21]. Швидкість отримання даних менш важлива в галузях, де рухомі об'єкти є рідкістю [21]. 3D-сканери поверхні були адаптовані для медичних застосувань протягом останніх 30 років і набули популярності в усьому світі [21]. За допомогою одного набору 3D-даних можна створити будь-яку 2D-фотографію, усуваючи необхідність змінювати положення пацієнта перед камерою [20]. Різні системи 3D-зображення поверхні можуть мати різний рівень простоти та ефективності використання часу порівняно з традиційною фотографією [20]. Дослідження також порівнює методи 3D візуалізації з прямою антропометрією [20].

Інші методи тривимірної візуалізації, такі як магнітно-резонансна (МРТ) та ультразвукова (УЗД) візуалізація, також можуть мати обмеження [22], але ці обмеження не розглядаються в цій роботі. Тому обмеження всіх методів тривимірної візуалізації слід додатково вивчати, щоб покращити точність і чіткість зображень.

Застосування тривимірного зображення в медичних інформаційних системах. Потенціал застосування тривимірного зображення в медичних інформаційних системах. Тривимірне (3D) зображення стає все більш популярним у галузі медицини, використовується для різних цілей. Його можна використовувати для компіляції всіх доступних вокселів у вторинні реконструйовані зображення в трьох ортогональних площинах. Тривимірна візуалізація, зокрема з використанням комп'ютерної томографії (КТ), була

доступна в галузі медицини протягом багатьох років, однак використання конусно-променевої КТ (КЛКТ) тепер є більш поширеним явищем і вважається цінним методом візуалізації в пародонтології та імплантології. КЛКТ дешевша за КТ, менш громіздка та генерує низькі дози рентгенівського випромінювання, що робить її більш практичним і економічно ефективним варіантом.

3D-зображення стало проривною технологією в медичній галузі, що забезпечує вирішення багатьох складних медичних проблем. Його використовували при створенні моделей для медичної освіти та навчання, а також для планування операцій, щоб краще зрозуміти анатомію пацієнта. Крім того, тривимірне зображення використовувалося для створення індивідуальних імплантатів і протезів, які відповідають унікальній анатомії пацієнта, а також для діагностики та лікування складних медичних випадків. Стереолітографія, селективне лазерне спікання, струменеве моделювання та моделювання наплавлення є чотирма найпоширенішими технологіями 3D-друку. 3D-друковані моделі використовувалися для передопераційного планування складних хірургічних операцій і створення індивідуальних протезів, а також для доповнення аналізу окремих зрізів при радіологічній оцінці зображень КТ або МРТ. Крім того, 3D-візуалізацію можна використовувати для виявлення меж, цифрового розсічення, вирівнювання гістограми, багатоплощинної реєстрації та реєстрації тканини/зображення, а також для того, щоб побачити серцебиття в режимі реального часу або побачити, як мозок споживає глюкозу під час мислення, приклади такої візуалізації та використання 3D друку представлено на рис.1.6. Необроблені дані, зібрані з апаратів МРТ і ПЕТ, зберігаються в різних тривимірних структурах даних, маніпулюються та об'єднуються перед графічним відображенням, а також можуть використовуватися для представлення тривимірних даних і об'єктів у комп'ютерній програмі візуалізації. Застосування 3D-зображення та друку було успішним у покращенні

діагностики та лікування пацієнтів, а також у забезпеченні вирішення багатьох складних медичних проблем.

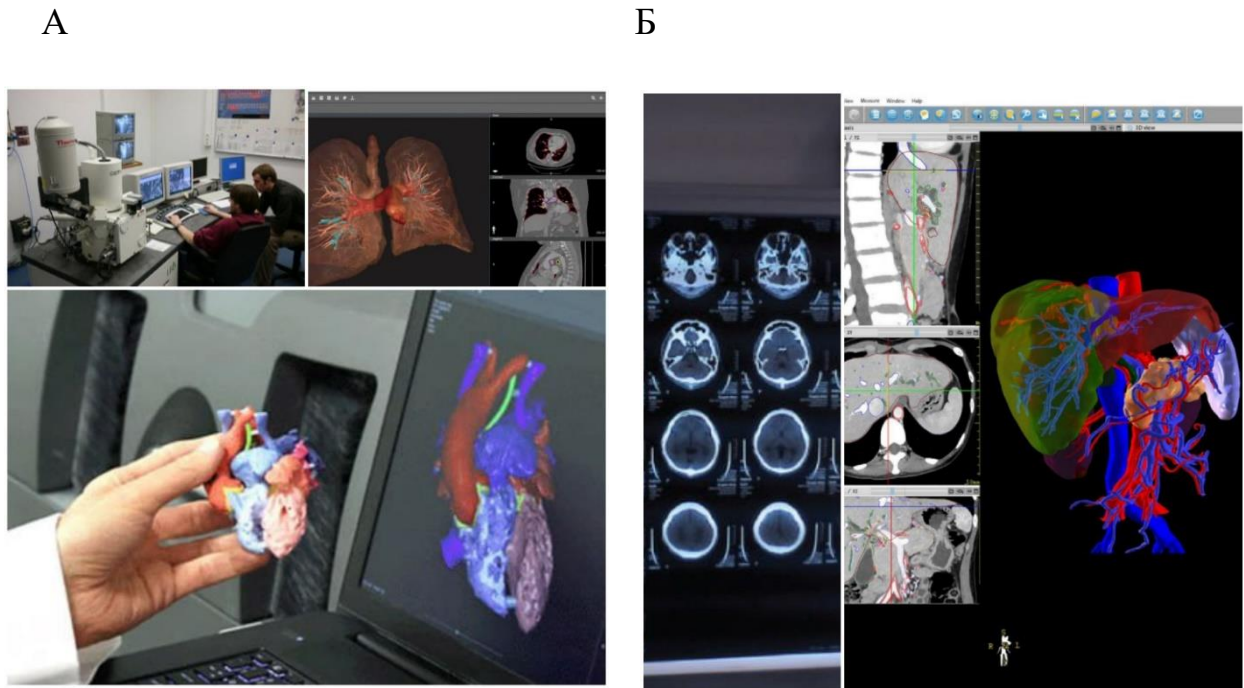


Рисунок 1.6 – Тривимірна візуалізація в медичній діагностиці.

А. Використання тривимірного друку для планування та проведення різних медичних операцій. Б. Тривимірна реконструкція за КТ судин печінки

3D-друк також використовувався для рекапітуляції структури тканин. Існують різні методи візуалізації, які забезпечують справжню тривимірну просторову інформацію. ХСТ, NCT або MRI сигнал перетворюється на 2D або 3D зображення. 3D-оптичні інформаційні системи використовувалися для розпізнавання об'єктів, шифрування зображень, а процедура очищення, яка називається 3D-зображенням очищених розчинником органів, використовувалася для зображення тканин центральної нервової системи (ЦНС) дорослих. Майбутня робота в цій галузі повинна розглядати чотиривимірне зображення та мати на меті оптимізацію процесу тривимірного зображення. Дослідження висвітлило переваги та обмеження різних методів

візуалізації, таких як стереоскопічні та багаторакурсні методи, а також використання масивів мікролінз і масивів детекторів. Результати дослідження також демонструють, що кожен метод візуалізації має свої обмеження та проблеми, такі як муарові смуги, погіршення якості зображення, реверсія глибини та обмеження областей перегляду.

## 1.2 Тривимірна візуалізація мікрооб'єктів у медичних дослідженнях

Методи мікроскопії є надзвичайно важливими для наукових досліджень, технологічного розвитку та медицини. Вони дозволяють нам досліджувати та візуалізувати об'єкти на найменших рівнях, розкривати їх складні структури та процеси, інтеракції між молекулами та клітинами, та розуміти функціонування живих систем. У біологічних дослідженнях методи мікроскопії використовуються для вивчення різноманітних мікрооб'єктів, таких як клітини, органели, тканини та органи. Вони дозволяють отримати детальні зображення цих структур та аналізувати їх форму, розмір, структуру та взаємодії. Це допомагає вивчати фізіологічні та патологічні процеси, розуміти механізми хвороб та виявляти ознаки захворювань на ранніх стадіях.

Ми зробимо огляд існуючих методів мікроскопії та їх обмеження. Мікроскопія є невід'ємною частиною наукових досліджень та багатьох галузей, де вивчаються мікрооб'єкти. Існує ряд методів мікроскопії, кожен з яких використовує різні принципи та технології для отримання зображень мікрооб'єктів. Оптична мікроскопія - це найпоширеніший та доступний метод мікроскопії. Вона використовує світло для освітлення та формування зображення мікрооб'єктів. Оптична мікроскопія дозволяє отримувати добре контрастні зображення, спостерігати живі зразки без попередньої обробки. Однак, її обмеженням є роздільна здатність, яка обмежує можливість виявлення дрібних деталей.

Електронна мікроскопія використовує пучок електронів замість світла для освітлення та формування зображення. Цей метод дозволяє отримувати набагато вищу роздільну здатність, що дозволяє побачити дрібні деталі і структури в мікрооб'єктах. Проте, електронна мікроскопія вимагає спеціального обладнання та умов, таких як вакуум, що обмежує її застосування для живих зразків. Скануюча зондова мікроскопія (СЗМ) дозволяє отримувати зображення поверхні мікрооб'єктів з високою роздільною здатністю. Вона використовує зонд, який сканує поверхню зразка і реєструє взаємодію між зондом і зразком. Цей метод дозволяє отримувати тривимірні зображення і досліджувати поверхневі властивості зразків. Однак, СЗМ має обмеження в області проникнення світла і не може використовуватись для непровідних матеріалів.

Магнітно-резонансна томографія (МРТ) використовує магнітні поля та радіочастотні хвилі для отримання зображень внутрішньої структури об'єктів. Цей метод забезпечує високу роздільну здатність і дозволяє отримати детальні зображення. МРТ використовує магнітні поля та радіочастотні хвилі для отримання зображень внутрішньої структури об'єктів. Цей метод забезпечує високу роздільну здатність і дозволяє отримати детальні зображення тканин та структур. МРТ широко використовується в медицині для діагностики різних захворювань, оцінки стану мозку та дослідження функціональної активності.

Крім того, існують спеціалізовані методи мікроскопії, такі як конфокальна мікроскопія, двофотонна мікроскопія та структурна мікроскопія з високою роздільною здатністю (STED), які дозволяють отримувати зображення з високою роздільністю та контрастом.

Існуючі методи мікроскопії та їх можливості, а також пристрої, які використовуються для отримання зображень мікрооб'єктів представлені нами на рисунок 1.7.

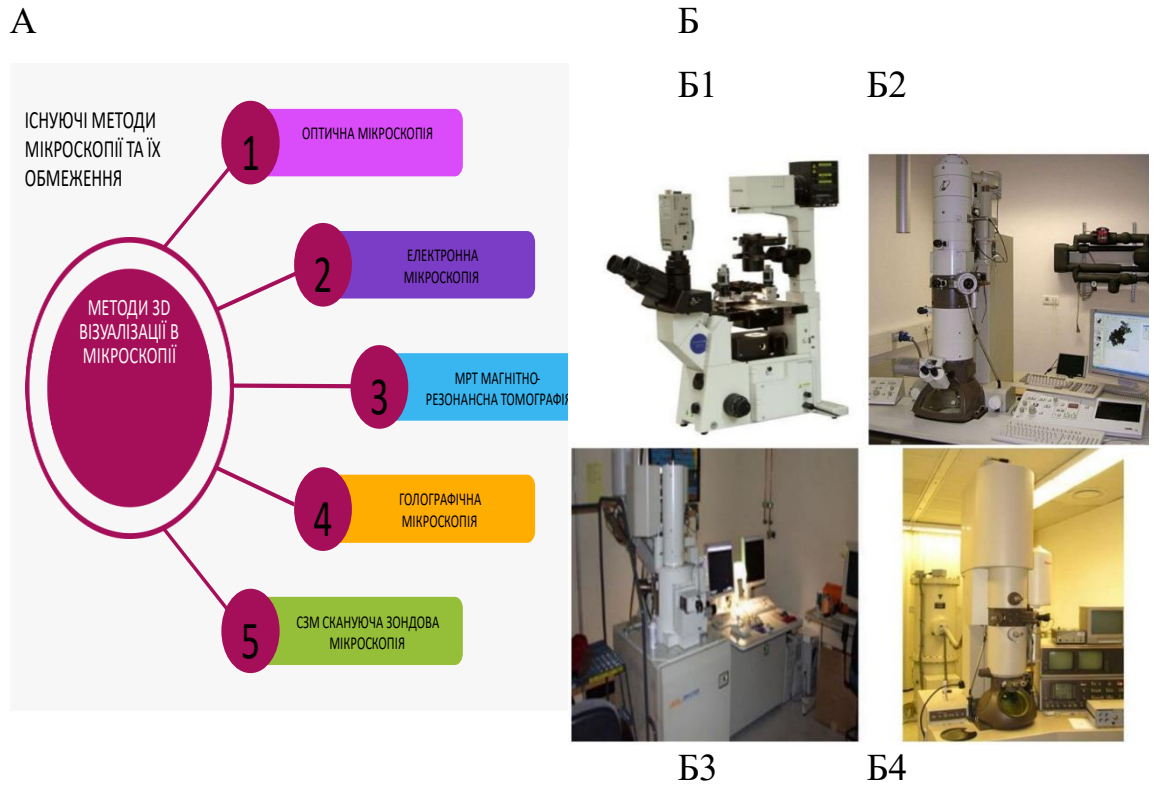


Рисунок 1.7 – Існуючі методи мікроскопії та їх обмеження.

А. Можливі покращення отримання вхідних даних. Б. Пристрої (методи) для отримання 3D зображень мікрооб'єктів. Б1. Скануючий зондовий мікроскоп. Б2. Електронний мікроскоп. Б3 Растровий тунельний мікроскоп. Б4 Прозвічуючий мікроскоп

Ці методи знаходять своє застосування в дослідженнях клітинної та молекулярної біології, нанотехнологій та матеріалознавства. Однак, незалежно від методу мікроскопії, існують загальні обмеження, які можуть впливати на отримання зображень. Деякі з них включають обмежену глибину проникнення, обмежену роздільну здатність для дуже малих деталей, обмеження в чутливості до певних типів зразків або матеріалів, а також обмеження в швидкості зображення. Можливі переваги та недоліки цих методів проаналізовані нами у таблиці 1.3, де головна увага зосереджена на способу отримання вхідних даних та подальшій реконструкції тривимірного зображення.

Таблиця 1.3 – Методи отримання тривимірних зображень в мікроскопії

1.Реконструкції 3D сцени з цілих пікселів елементарних зображень	Переваги	Дозволяє отримувати зображення з високою роздільною здатністю
	Недоліки	Деформація зображень
	Швидкість	Низка швидкість
	Точність	Різна точність зображень
	Вартість	Різна, залежить від методів
2.Деконволюція з експериментально вимірними функціями розповсюдження точок (PSFs)	Переваги	Точність
	Недоліки	Трудомісткий метод
	Швидкість	Вимірювання абсолютної та відносної технічної похибки (ТЕМ та rТЕМ)
	Точність	Можуть впливати шуми
	Вартість	Середня вартість
3.Сканери поверхні, системи 3dMD та Di3D, Crisalix	Переваги	Дозволяє отримувати зображення поверхні мікрооб'єктів з високою роздільною здатністю.  Більша швидкість у відновленні зображень
	Недоліки	Не може бути застосований для рухливих об'єктів
	Швидкість	Більша швидкість
	Точність	Вимірювання абсолютної та відносної технічної похибки (ТЕМ та rТЕМ)
	Вартість	Висока вартість

Кінець таблиці 1.3

4.SNOM (скануюча нанооптична мікроскопія)	Переваги	Висока чіткість і детальність зображення. Наночастини можуть бути використані як маркери зображень
	Недоліки	Недостатня клінічна прийнятність
	Швидкість	Досить швидко
	Точність	Висока точність
	Вартість	Висока вартість
5.Голографічна мікроскопія	Переваги	Достовірність і детальність зображення Динамічне зображення
	Недоліки	Час на фіксацію плівки
	Швидкість	Може бути пришвидшена
	Точність	Нанооптична мікроскопія має подібну точність
	Вартість	Порівняно низька вартість

Більшість методів мікроскопії також можна комбінувати з іншими техніками, такими як спектроскопія, флуоресценція, часово-розширена мікроскопія та інші, для отримання додаткової інформації про зразки. Це дозволяє вченим не лише візуалізувати структури, але й вивчати їх хімічний склад, динаміку та функціональні властивості.

Усі ці розробки та постійне вдосконалення методів мікроскопії мають велике значення для різних галузей науки, включаючи біологію, медицину, матеріалознавство, фізику та інженерію. Вони дозволяють дослідникам отримувати детальнішу інформацію про мікроструктури, вивчати складні процеси на молекулярному рівні та розуміти функціонування живих систем. Ці технології мають потенціал для застосування в медицині, дозволяючи

виявляти та діагностувати захворювання на ранніх стадіях, вивчати взаємодію ліків з клітинами та розробляти нові методи лікування. В останні роки також з'явилися нові технології, такі як скануюча зондова мікроскопія та голографічна мікроскопія. Ця техніка надає можливість виконувати прецизійні дослідження в різних галузях, від фізики до хімії та біології.

### 1.3 Аналіз методів формування тривимірних зображень мікрооб'єктів в медичних інформаційних системах

Мікроскопія є невід'ємною частиною наукових досліджень та медичної практики, допомагаючи нам розкривати та розуміти складні механізми функціонування живих організмів. Ці методи дозволяють нам отримувати докладні зображення та інформацію про об'єкти, які не були б доступні за допомогою інших методів. Одним з найпоширеніших типів мікроскопії є оптична мікроскопія, яка використовує світло для освітлення об'єкта та формування зображення. Цей метод дозволяє досліджувати широкий спектр об'єктів, від клітин та тканин до органів та організмів у цілому. Використання оптичної мікроскопії в медицині дозволяє лікарям вивчати тканини та клітини для виявлення патологічних змін, діагностики хвороб та контролю лікування.

Застосування методів мікроскопії в МІС дозволяє відображати та аналізувати тривимірні зображення мікрооб'єктів. Ці системи дозволяють збирати, зберігати та обробляти великі обсяги даних, пов'язаних з медичними зображеннями, для діагностики, лікування та досліджень.

Для формування тривимірних зображень мікрооб'єктів використовуються різні методи та технології. Одним з них є метод конфокальної мікроскопії, який дозволяє отримувати серію зображень з різних глибин об'єкта та об'єднувати їх, щоб створити тривимірне зображення. Іншим поширеним методом є томографія, яка використовується для створення

тривимірного зображення об'єкта шляхом реконструкції його скупчення з двовимірних зображень, отриманих з різних кутів.

Окрім того, існують методи, які використовуються для формування тривимірних зображень на основі даних, отриманих з різних джерел. Наприклад, методи рентгенівської комп'ютерної томографії (КТ) комбінують рентгенівські промені та комп'ютерну обробку для створення тривимірних зображень внутрішньої структури мікрооб'єктів. Також існують методи магнітно-резонансної томографії (МРТ), які використовують магнітні поля та радіочастотні хвилі для формування тривимірних зображень.

У всіх цих методах формування тривимірних зображень мікрооб'єктів в медичних інформаційних системах використовуються різні алгоритми та програмне забезпечення для обробки даних, сегментації зображень, відображення та аналізу. Для точної візуалізації тривимірних зображень мікрооб'єктів в медичних інформаційних системах також можуть використовуватися спеціалізовані методи та технології, такі як віртуальна реальність (VR) та доповнена реальність (AR). Ці технології дозволяють медичним фахівцям взаємодіяти з тривимірними зображеннями в реальному часі, надаючи їм можливість досліджувати структуру та деталі мікрооб'єктів.

Усі ці розробки та інновації у сфері формування тривимірних зображень мікрооб'єктів в медичних інформаційних системах мають значний вплив на медичну практику та дослідження. Вони допомагають поліпшити діагностику, планування лікування, навчання медичних фахівців та розуміння складних біологічних процесів. У підсумку, формування тривимірних зображень мікрооб'єктів в медичних інформаційних системах є важливою складовою медичної діагностики та досліджень. Завдяки тривимірним зображенням мікрооб'єктів, медичні фахівці можуть аналізувати деталі структури клітин, тканин, органів та інших мікрооб'єктів, що допомагає виявляти характерні ознаки захворювань та патологій. Крім того, тривимірні зображення мікрооб'єктів можуть бути використані для вивчення біологічних процесів,

дослідження нових лікарських препаратів та розробки нових методів лікування.

1.4 Постановка задачі дослідження. Вибір оптимальних методів для дослідження

Автоматизована діагностика в медицині означає використання комп'ютерних систем для аналізу даних пацієнтів і генерування діагнозів. Одним із технологічних досягнень останніх років є впровадження автоматизованих діагностичних систем та впровадження методів візуалізації. Використовуючи різні алгоритми та статистичні моделі, ці системи можуть генерувати точні та своєчасні діагнози для широкого спектру захворювань.

Дослідження моделей та методів автоматизованої діагностики захворювань за допомогою візуалізації є важливою задачею в медичній галузі, особливо для приватних медичних закладів. Сучасні МІС велике значення приділяють діагностиці. Особливо складна діагностика за зображеннями, автоматизація діагностики за тривимірними зображеннями значно покращить функціонування МІС. Найбільш актуальною є задача для побудови тривимірних об'єктів в мікроскопії (наприклад, клітини крові), на основі динамічного тривимірного зображення можна ефективно діагностувати більшість хвороб і загальний стан пацієнта

Об'єкт дослідження: процеси формування зображень тривимірних об'єктів. Предмет дослідження: Методи формування тривимірних зображень мікрооб'єктів в медичних діагностичних інформаційних системах.

Тривимірна (3D) візуалізація зробила революцію в галузі медичної візуалізації, забезпечивши більш повне та точне представлення мікрооб'єктів. У цій роботі ми досліджуємо різні методи отримання 3D-зображень, їх переваги та обмеження, а також їх застосування в МІС.

Метою кваліфікаційної роботи є надати уявлення про поточний стан 3D-візуалізації в медичних інформаційних системах, дослідження та удосконалення існуючих моделей і методів 3D-візуалізації для діагностики захворювань, використання цього у медичних закладах.

Для досягнення мети магістерської кваліфікаційної роботи необхідно вирішити наступні задачі дослідження: -на основі проведеного аналізу існуючих МІС, її основних моделей та методів, визначити місце та перспективи 3D-візуалізації в медичних інформаційних системах; -визначити проблеми та можливості, пов'язані з цією технологією, і запропонувати можливі рішення для подолання цих проблем; -модифікувати та розробити методи 3D-візуалізації в медичних інформаційних системах з урахуванням обмежень даної задачі; -практично реалізувати математичний механізм для вдосконалення методів 3D-візуалізації для діагностики захворювань, в тому числі з урахуванням можливостей штучного інтелекту; -експериментально перевірити отримані результати вирішення задачі в покращенні глибини зображення для автоматизованої діагностики захворювань.

Заплановані практичні результати. В результаті розробки та удосконалення методу інтерферометрії покращується 3D зображення мікроб'єктів (еритроцитів, лімфоцитів), що спрощує діагностику захворювань, моніторинг стану здоров'я пацієнтів, підвищує ефективність лікування. Кваліфікаційна робота має важливе практичне значення для медичних закладів, оскільки результати дослідження можуть бути застосовані для покращення процесу діагностики та лікування захворювань. Робота має наукове значення, оскільки спрямована на покращення методів та моделей автоматизованої візуальної діагностики захворювань на основі глибинних зображень.

Один з найпоширеніших методів отримання тривимірних зображень мікроб'єктів - це мікроскопія. Мікроскопія дозволяє досліджувати різноманітні мікроб'єкти, такі як клітини, тканини, органи та мікроорганізми, з високою роздільною здатністю та деталізацією. Традиційні методи

мікроскопії, такі як світлова мікроскопія, фазовий контраст та флуоресцентна мікроскопія, дозволяють отримувати двовимірні та тривимірні зображення мікрооб'єктів з використанням світла чи флуоресцентного покажчика. Однак для отримання тривимірних зображень потрібно проводити серію знімків з різних кутів або площин. Ця серія знімків потім обробляється та об'єднується в тривимірне зображення за допомогою спеціального програмного забезпечення. Окрім традиційної мікроскопії, існують інші методи формування тривимірних зображень мікрооб'єктів. Наприклад, скануюча електронна мікроскопія (SEM) та трансмісійна електронна мікроскопія (TEM) використовують пучок електронів замість світла для формування зображень. Крім того, для отримання тривимірних зображень мікрооб'єктів можуть використовуватися методи комп'ютерної томографії (СТ, MRI). СТ використовує рентгенівські промені для отримання серії зображень мікрооб'єкта з різних кутів, які потім обробляються комп'ютером для створення тривимірного зображення. Крім того, важливо враховувати особливості об'єкта дослідження, його розмір, складність та потреби в деталізації. Також слід враховувати фінансові та технічні обмеження, такі як доступність обладнання, час, необхідний для проведення дослідження, та експертизу персоналу. У кінцевому підсумку, вибір оптимального методу для дослідження тривимірних зображень мікрооб'єктів є складним завданням, що вимагає аналізу вищезгаданих факторів. Окрім самого методу отримання тривимірних зображень, важливо також звернути увагу на якість та обробку отриманих даних. Для цього можуть використовуватися різні алгоритми та програмне забезпечення для реконструкції тривимірних зображень, видалення шуму, підвищення контрастності та інших операцій обробки зображень. Важливо враховувати, що якість та точність отриманих тривимірних зображень можуть суттєво впливати на результати дослідження та їх інтерпретацію.

Нами було розглянуто класифікацію медичних інформаційних систем, особливу увагу ми приділили медичним інформаційним діагностичним

системам, а також системам, що використовуються для діагностики в радіології та оптичній та електронній мікроскопії. Такі системи необхідні для діагностики пацієнтів, вони надають інформацію як в текстовій формі, так і в вигляді зображень, в тому числі і тривимірних зображень. Тривимірні зображення формуються на основі даних, які отримані від МІДС. Ми навели класифікацію подібних методів, вказали їх переваги та недоліки. Особливу роль у діагностиці відіграє мікроскопія.

Окрім традиційної мікроскопії, існують інші методи формування тривимірних зображень мікрооб'єктів. Наприклад, скануюча електронна мікроскопія (SEM) та трансмісійна електронна мікроскопія (ТЕМ) використовують пучок електронів замість світла для формування зображень. Крім того, для отримання 3D зображень мікрооб'єктів можуть використовуватися методи комп'ютерної томографії (КТ, МРТ). Окрім вищезгаданих методів, існують також нові та експериментальні підходи до отримання 3D зображень мікрооб'єктів, такі як фотонна тунельна мікроскопія (STM) та атомно-силова мікроскопія (AFM), яка використовує тонкі зонди, що сканують поверхню мікрооб'єкта.

Ми проаналізували, що більшість методів побудови тривимірних зображень не підходять або частково підходять для мікрооб'єктів, використання у мікроскопії. На основі аналізу цих методів ми виявили непридатність цих методів та їх обмеженість.

Нами пропонується метод, який має усунути та скоректувати існуючі недоліки у побудові тривимірних зображень для діагностики в МІС. Це метод інтерферометрії, який за своїми властивостями найкраще підходить для мікрооб'єктів. У інтерферометрії існує кілька різновидів методів, таких як зсувна градієнтна інтерферометрія, цифрова голограма, квадратична фазова модуляція та інші. Особливий дослідницький акцент зроблено нами на методі цифрової голографії як найбільш ефективному методі для побудови тривимірних зображень мікрооб'єктів.

## **2 ТЕОРІЯ. ІНТЕРФЕРОМЕТРІЯ ЯК МЕТОД ФОРМУВАННЯ ТРИВИМІРНИХ ЗОБРАЖЕНЬ МІКРООБ'ЄКТІВ**

### **2.1 Метод інтерферометрії, суть методу, переваги і обмеження**

Отримання тривимірних зображень мікрооб'єктів є важливим завданням в багатьох галузях науки та технологій. Це дозволяє досліджувати об'єкти на мікроскопічному рівні з третьою просторовою координатою, що надає додаткову інформацію про їх структуру та властивості.

Один з методів, які використовуються для отримання тривимірних зображень мікрооб'єктів, є інтерферометрія. Цей метод заснований на взаємодії хвиль світла, що проходять крізь об'єкт та оптичну систему мікроскопу. Він використовує інтерференцію світла для отримання додаткової інформації про фазові зміни світлових хвиль, що пролягають через об'єкт.

У звичайному мікроскопі світло проходить через об'єкт та лінзи, і проєкція отримується на площині зображення. Однак в інтерферометрії використовується інтерференція світла, що дозволяє отримати додаткову інформацію про фазу світлових хвиль, що проходять крізь об'єкт. Це дозволяє отримати тривимірне зображення об'єкта шляхом вимірювання фазових змін світла на різних точках об'єкта.

У інтерферометрії існує кілька різновидів методів, таких як зсувна градієнтна інтерферометрія, цифрова голограма, квадратична фазова модуляція та інші. Кожен з цих методів має свої переваги та обмеження і може бути використаний в залежності від конкретних вимог дослідження. Наприклад, зсувна градієнтна інтерферометрія забезпечує високу точність вимірювання фази, а цифрова голограма дозволяє отримати тривимірне зображення з високою роздільною здатністю.

Після отримання фазових зображень за допомогою інтерферометрії, може бути використано кілька методів для реконструкції тривимірного зображення. Це може включати об'єднання декількох фазових зображень,

використання алгоритмів обробки зображень для видалення шуму, підвищення контрастності та покращення якості зображень. Також можуть бути використані методи відновлення об'єктів з використанням інформації про їх фазові зміни та залежності від глибини.

Отримання тривимірних зображень мікрооб'єктів за допомогою інтерферометрії має широкі застосування. В медицині, наприклад, цей метод може використовуватись для дослідження клітин та тканин, діагностики хвороб та вивчення їх структури. У науці його можуть використовувати для вивчення молекулярних структур, властивостей матеріалів та проведення досліджень у нанотехнологіях.

Початок інтерференційної мікроскопії було покладено J. Sirks вже в 1982. Однак схема першого інтерференційного мікроскопа була запропонована В. П. Лінником в 1933. В основу даного пристрою було покладено принцип дії інтерферометра Майкельсона. Пристрій призначається для дослідження профілю поверхонь, що відбивають і являє собою комбінацію двох відбивних мікроскопів, розташованих перпендикулярно один одному, із загальним окуляром, що поєднують за допомогою світлоділювача когерентні зображення плоского дзеркала і досліджуваного мікрооб'єкта. При цьому формується однорідне когерентне поле, на якому певним чином візуалізується фазова структура зображення об'єкта, що досліджується. У схемі Маха-Цендера перед єдиним мікрооб'єктивом звичайного світлового мікроскопа розміщувався мініатюрний інтерферометр Майкельсона, в якому одне із дзеркал замінювалося об'єктом, що досліджується. Перевагою такої модифікації є необхідність у використанні двох окремих мікрооб'єтивів. Подібна схема згодом була реалізована W. Krug і E. Lau, заснована на принципі роботи інтерферометра Маха-Цендера [24]. Ця схема також придатна лише для малих збільшення. Дещо раніше В. А. Савіним була розроблена схема інтерференційного мікроскопа, призначеного для дослідження прозорих мікрооб'єктів з великим збільшенням, в основу якої був покладений інтерферометр Саньяка [25]. У цій схемі пучок світла роздвоюється

світлоділником і обидві його компоненти проходять у зустрічних напрямках симетричну систему з двох дзеркал і двох тотожних мікрооб'єктивів, об'єктні площини яких зміщені один щодо одного вздовж оптичної осі пристрою. В одну з цих площин міститься об'єкт, що досліджується. У площині зображень мікроскопа поєднуються, інтерферують і розглядаються через окуляр різке зображення об'єкта і дифузного зображення світлового поля, створюване пучком, що пройшов у зустрічному напрямку, це дозволяє виявити фазову структуру.

Пізніше було розроблено ряд інтерференційних пристроїв, заснованих на формуванні інтерференційного зображення мікрооб'єкта в натуральну величину з подальшим збільшенням за допомогою звичайного мікроскопа [26-27]. Загальним значним недоліком таких інтерферометрів є вплив дифракційної межі роздільної здатності мікрооб'єктива не тільки на поздовжню, але і на аксіальну роздільну здатність пристрою. Також були запропоновані схеми універсальних пристроїв, що комбінують різні методи виявлення амплітудного, фазового та поляризаційного розмаїття; методи диференціального інтерференційного розмаїття [28] та модуляційного розмаїття [29]. У роботах R. Barer [30] і H. G. Davis & M. H. F. Wilkins [31] були закладені основи кількісних методів інтерференційної мікроскопії. Застосування тривимірної інтерферометрії вимагає високої точності та стабільності вимірювальної апаратури, а також спеціалізованого програмного забезпечення для обробки та аналізу отриманих даних [32].

Принципи і принципові схеми інтерферометрії. Інтерферометрія - це метод, що використовується для отримання високо точних вимірювань довжини, форми, різниці фаз та інших параметрів об'єктів шляхом використання принципів інтерференції світла. Цей метод базується на феномені інтерференції, який виникає, коли дві або більше хвилі світла зустрічаються та взаємодіють між собою. Інтерференція відбувається через спільне використання простору чи поверхні, що дозволяє виміряти характеристики світла та об'єкта, з яким воно взаємодіє.

Існують різні типи інтерферометрів, але вони всі мають спільний принцип роботи. Зазвичай, інтерферометр складається з джерела світла (source), подільного дзеркала (mirror), оптичних лінз, детекторів (1,2) та механізмів регулювання. Нами насамперед використовується модифікований інтерферометр Маха-Цендера, основні елементи схеми якого представлені на рисунку 2.1. Джерело світла випромінює монохроматичне (одноколірне) світло, яке потім падає на подільне дзеркало. Це дзеркало розділяє промінь на два або більше шляхи, що йдуть у різних напрямках.

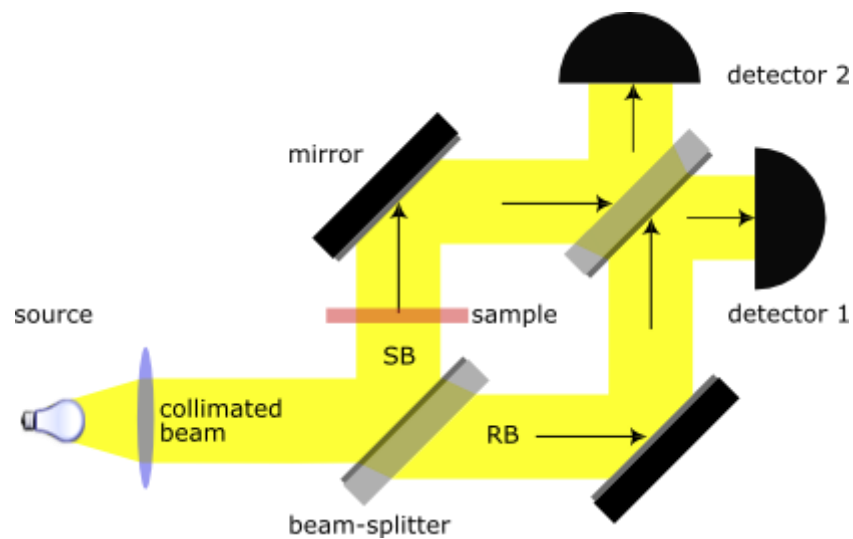


Рисунок 2.1 – Інтерферометр Маха-Цендера

Кожен з цих променів проходить через різні оптичні компоненти або взаємодіє з об'єктом для вимірювання. Наприклад, один промінь може проходити через досліджуваний об'єкт, тоді як інший промінь проходить по референсному шляху без взаємодії з об'єктом. Після цього промені знову об'єднуються та стикаються в точці детектора. Між ними відбувається інтерференція, і зміна фази або інтенсивності світла може дати інформацію про властивості об'єкта. Для вимірювання інтерференційних сигналів використовуються детектори, які реєструють інтенсивність світла. Зміна інтенсивності світла, що спостерігається на детекторі, залежить від фазової

різниці між променями, яка може бути зумовлена змінами в довжині шляху світла або його фазових властивостях. Аналізуючи інтерференційні сигнали, можна вивести інформацію про характеристики об'єкта, наприклад, його форму, розмір, поверхневу рельєфність, оптичну щільність або різницю фаз між двома променями, зокрема переваги цього методу зображені у таблиці 2.1.

Таблиця 2.1 – Аналіз переваг та обмежень методу інтерферометрії

Метод інтерферометрії	Переваги	Суть методу
	1. Висока чутливість і точність	Інтерферометри дозволяють вимірювати дуже малі зміни в довжині хвилі або інших параметрах хвиль, завдяки високій чутливості інтерференційних ефектів.
	2. Велика точність	За допомогою інтерферометрії можна досягти великої точності вимірювань, особливо в області вимірювань довжини.
	3. Можливість вимірювань фази	Інтерферометри дозволяють вимірювати фазу хвиль, що робить їх потужними для аналізу оптичних та радіохвильових характеристик.
	4. Висока роздільна здатність	Інтерферометри можуть надавати високу роздільну здатність, що робить їх ефективними для високоточних вимірювань.
	5. Використання в різних галузях	Застосування інтерферометрії поширене у фізиці, астрономії, медицині, промисловості та інших галузях

Кінець таблиці 2.1

Обмеження методу інтерферометрії	1.Чутливість до впливу зовнішніх умов	Інтерференційні ефекти можуть бути чутливі до зовнішніх умов, таких як коливання, температурні зміни, вібрації тощо.
	2.Складність використання	Деякі типи інтерферометрів можуть вимагати складного обладнання та калібрування, що робить їх використання більш складним.
	3.Обмежена глибина різкості	В деяких випадках інтерференційні зображення можуть мати обмежену глибину різкості, особливо в умовах великих амплітуд хвильових фронтів.
	4.Вплив шумів	Інтерферометри вразливі до шумів і втрати сигналу, що може впливати на точність вимірювань.
	5.Висока вартість	Деякі типи інтерферометрів та необхідні оптичні елементи можуть бути дорогими

Незважаючи на велику кількість переваг та широкий спектр застосувань, метод інтерферометрії також має свої обмеження. Один з основних обмежень полягає у вимогах до стабільності умов експерименту. Зміни в середовищі, температурі, вібраціях та інших факторах можуть спричинити спотворення результатів вимірювань. Тому необхідно забезпечити контроль та стабілізацію умов експерименту.

Інтерферометрія має широке застосування в різних галузях науки і технологій. В метрології та нанотехнологіях вона є важливим інструментом для вимірювання дуже малих розмірів та високо точних показників. Вона

дозволяє отримувати детальну інформацію про об'єкти, яка була раніше недоступна. Завдяки високій точності інтерферометрія стала незамінним інструментом для проведення наукових досліджень, контролю якості та виробничих процесів.

## 2.2 Удосконалений метод інтерферометрії в медичних дослідженнях

Інтерферометрія є одним з ключових методів в оптиці, який грає важливу роль у медичних дослідженнях. Вона базується на взаємодії світлових хвиль, що дозволяє отримувати детальну інформацію про оптичні властивості та структуру матеріалів. За допомогою інтерферометрії можна вимірювати фазові зміщення, довжини хвиль, розміри об'єктів та їх зміни з високою точністю. Хоча інтерферометрія застосовується в багатьох галузях науки та технології, вона має особливе значення в медицині, де точність та недеструктивність вимірювань є критичними факторами.

Інтерферометрія також має важливе значення в дерматології та косметології. Вона використовується для аналізу структури шкіри, виявлення пухлин та оцінки стану шкіри. Завдяки інтерферометрії можна отримати детальну інформацію про глибину та розміри пухлин, що допомагає в діагностиці ракових захворювань та контролює ефективність лікування. Одним з прикладів застосування інтерферометрії в медицині є оптична когерентна томографія (ОКТ). Цей метод використовується для діагностики тканин та органів, таких як око, шкіра, судини та інші. Інтерферометрія також використовується для вимірювання товщини тканин, оцінки їх еластичних властивостей та виявлення мікроскопічних змін. Вона може бути застосована в онкології для виявлення ранніх ознак раку, в дерматології для оцінки стану шкіри та в різних хірургічних процедурах для контролю точності та якості операцій. Завдання використання даних, одержуваних методами

інтерферометрії, для тривимірної візуалізації досліджуваних мікрооб'єктів було поставлено досить давно. Проте її практичне рішення очікувало певного рівня розвитку комп'ютерних технологій, розробки досить потужних апаратних та програмних засобів комп'ютерної графіки, а також окремих спеціалізованих алгоритмів, середовищ та інтерфейсів прикладного програмування

Удосконалення методу інтерферометрії. Анізотропні мікрооб'єкти, до яких відноситься більшість твердих речовин (наприклад, кристали, м'які тканини тощо), мають різні оптичні й механічні властивості в різних напрямках, тому анізотропні матеріали змінюють стан поляризації світла, яке проходить крізь них. Це дозволяє візуалізувати такі фазові мікрооб'єкти унаслідок їх оптичної анізотропії, користуючись методом поляризаційного контрасту. Для реалізації методу поляризаційного контрасту в класичній мікроскопії оптичний мікроскоп необхідно оснащувати двома поляризаторами. Перший поляризатор розташовується на шляху світла до досліджуваного препарату, другий поляризатор, що називається аналізатором розташований після об'єктива мікроскопу перед камерою спостереження

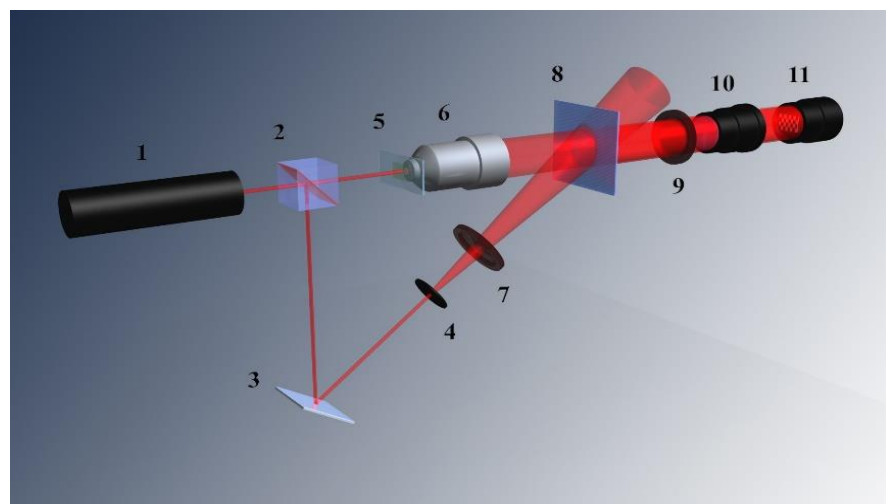


Рисунок 2.2 - Схема оптичної частини ЦГІМ: 1 – лазер, 2 – світлодільник, 3 – плоске дзеркало, 4 – пінхол, 5 – об'єкт, 6 – мікрооб'єктив, 7 і 9 – поляризатори, 8 – голограма, 10 – окуляр, 11 – цифрова камера

Контраст зображення виникає при взаємодії лінійно поляризованого світла, що виходить з поляризатору, з оптично анізотропним мікрооб'єктивом. Оптична анізотропія виявляє себе, в основному, у формі подвійного променезаломлення. Двопроменезаломлюючий мікрооб'єктив діє як розподілювач пучка і поділяє промінь лінійно поляризованого світла на дві хвилі. Одна з хвиль підкоряється звичайним законам заломлення і носить назву звичайної. Друга хвиля незвичайною. Ці хвилі поляризовані у взаємно ортогональних площинах. Незвичайна хвиля поляризована в головній площині кристала, яка проходить через оптичну вісь кристала. Звичайна хвиля поляризована в ортогональній площині. Швидкість цих хвиль різна і залежить від напрямку розповсюдження світла через зразок. Двопроменезаломлення можна формально описати призначенням двох різних показників заломлення для хвиль різних поляризації, її величина визначається співвідношенням:

$$\Delta n_{oe} = n_e - n_o, \quad (2.1)$$

де  $n_o$  - показник заломлення для поляризації перпендикулярної (звичайної хвилі);

$n_e$  – показник заломлення для поляризації паралельної (незвичайної хвилі) осі анізотропії.

Дві хвилі із взаємно ортогональними поляризаціями розповсюджуються в одному напрямку в кристалі, набувають різницю фаз  $\Delta \varphi$  через різності їх показників заломлення. Якщо паралельний пучок світла падає нормально на кристал, то ця різниця фаз дорівнює:

$$\Delta \varphi(x, y) = (2\pi / \lambda) \cdot \Delta n_{oe} \cdot t(x, y), \quad (2.2)$$

де  $\lambda$  – довжина хвилі використаного випромінювання;

$t(x,y)$  – товщина кристалу;

$\Delta n_{oe}$  – різниця показників заломлення звичайної і незвичайної хвиль (яка при падінні паралельного пучка нормально на кристал залишається постійною величиною).

Отже, з формули (2.2) витікає, що різниця фаз модулюється товщиною кристалу. Звичайна і незвичайна хвилі не можуть інтерферувати, так як мають ортогональні поляризації. Після проходження через аналізатор хвилі набувають однакову поляризацію і інтерферують, внаслідок чого кристал стає видимим.

Розподіл інтенсивності в картині інтерференції  $I(x,y)$  визначається основним рівнянням інтерференції і має вигляд:

$$I(x, y) = I_1 + I_2 + 2\sqrt{I_1 I_2} \cos \Delta\varphi = I_1 + I_2 + 2\sqrt{I_1 I_2} \cos[(2\pi / \lambda)\Delta n_{oe}t(x, y)], \quad (2.3)$$

де  $I_1$  – показник інтенсивності 1-ї хвилі після аналізатора;

$I_2$  – інтенсивності 2-ї хвилі після аналізатора.

У загальному випадку ці інтенсивності не дорівнюють одна одній і їх співвідношення визначається орієнтацією напрямку лінійної поляризації випромінювання, яке виходить із поляризатора, відносно оптичної осі кристалу. З формули (2.3) випливає, що товщина кристалу  $t(x,y)$  дорівнює:

$$t(x, y) = (\lambda / 2\pi\Delta n_{oe}) \arccos[\{I(x, y) - (I_1 + I_2)\} / 2\sqrt{I_1 I_2}] \quad (2.4)$$

Якщо напрямок площини лінійної поляризації хвилі із поляризатора складає кут  $\alpha$  з напрямком оптичної осі, тоді інтенсивності незвичайної та звичайної хвиль  $I_e$  і  $I_o$  дорівнюють:

$$I_e = I_{nad} \cos^2 \alpha,$$

$$I_o = I_{nao} \sin^2 \alpha \quad (2.5)$$

де  $I_{nao}$  – це інтенсивність падаючої на кристал хвилі.

Після проходження аналізатора (при схрещених аналізаторі й поляризаторі) інтенсивності  $I_1$  і  $I_2$  інтерференції дорівнюють:

$$\begin{aligned} I_1 &= I_e \sin^2 \alpha = I_{nao} \cos^2 \alpha \sin^2 \alpha, \\ I_2 &= I_o \cos^2 \alpha = I_{nao} \sin^2 \alpha \cos^2 \alpha \end{aligned} \quad (2.6)$$

Після підстановки цих виразів у формулу (2.4), одержуємо:

$$\begin{aligned} t(x, y) &= (\lambda / 2\pi\Delta n_{oe}) \arccos[(I(x, y) - 2I_{nao} \cos^2 \alpha \sin^2 \alpha) / 2I_{nao} \cos^2 \alpha \sin^2 \alpha] = \\ &= (\lambda / 2\pi\Delta n_{oe}) \arccos[(2I(x, y) / I_{nao} \sin^2 2\alpha) - 1] \end{aligned} \quad (2.7)$$

Таким чином, вимірювання розподілу інтенсивності  $I(x, y)$  у зображенні анізотропного мікрооб'єкта, одержаного методом поляризаційного контрасту, дозволяє визначити товщину мікрооб'єкта в кожній точці і побудувати його тривимірне зображення при комп'ютерній обробці результатів. Це стає можливим для мікрооб'єктів, які вносять різницю фаз до  $2\pi$ , так як принциповим недоліком методу поляризаційного контрасту являється неоднозначність визначення дійсних характеристик мікрооб'єкта, що зумовлено періодичністю косинуса у формулі (2.7). Інакше кажучи, метод поляризаційного контрасту не дозволяє визначити реальну товщину мікрооб'єкта в точках, де принесена різниця фаз перевищує  $2\pi$ . Особливості математичних розрахунків для методу поляризаційного контрасту розкриті нами у наступній таблиці 2.2. Крім того, для проведення кількісних вимірювань характеристик мікрооб'єкта необхідно знати такі значення величин, як інтенсивність падаючого на мікрооб'єктів випромінювання,

величину двопронезаломлення, орієнтацію оптичної осі. Тому комп'ютерна обробка зображення, одержаного методом поляризаційного контрасту, може лише якісно визначити форму анізотропного мікрооб'єкту вивчення.

Таблиця 2.2– Удосконалення методу інтерферометрії

1. Використання 2 поляризаторів	Удосконалення принципу роботи
2. Використання двопронезало много мікрооб'єктива	<p>Двопронезаломлюючий мікрооб'єктив діє як розподілювач пучка і поділяє промінь лінійно поляризованого світла на дві хвилі. Одна з хвиль підкоряється звичайним законам заломлення (звичайна)</p> <p>Двопронезаломлення можна формально описати призначенням двох різних показників заломлення для хвиль різних поляризацій. Величина двопронезаломлення при цьому визначається співвідношенням: <math>\Delta n_{oe} = n_e - n_o</math>, (2.1)</p> <p>де <math>n_o</math> і <math>n_e</math> – відповідно, показники заломлення для поляризації перпендикулярної (звичайної хвилі) і паралельної (незвичайної хвилі) осі анізотропії.</p>
3. Інтерференція хвиль внаслідок проходження через аналізатор	<p>Звичайна і незвичайна хвилі не можуть інтерферувати, так як мають ортогональні поляризації. Після проходження через аналізатор хвилі набувають однакову поляризацію і інтерферують, внаслідок чого кристал стає видимим. Розподіл інтенсивності в картині інтерференції <math>I(x, y)</math> визначається основним рівнянням інтерференції і має вигляд</p> $I(x, y) = I_1 + I_2 + 2\sqrt{I_1 I_2} \cos \Delta\varphi = I_1 + I_2 + 2\sqrt{I_1 I_2} \cos[(2\pi/\lambda)\Delta n_{oe} t(x, y)]$ (2.3) <p>де <math>I_1</math> і <math>I_2</math> – інтенсивності хвиль після аналізатора.</p> <p>У загальному випадку ці інтенсивності не дорівнюють одна одній і їх співвідношення визначається орієнтацією напрямку лінійної поляризації випромінювання, яке виходить із поляризатора, відносно оптичної осі кристалу. З формули (.3) випливає, що товщина кристалу <math>t(x, y)</math> дорівнює:</p> $t(x, y) = (\lambda / 2\pi\Delta n_{oe}) \arccos[\{I(x, y) - (I_1 + I_2)\} / 2\sqrt{I_1 I_2}]$ (2.4)

## Кінець таблиці 2.2

4. Визначення об'єму об'єкту у кожній точці	<p>Якщо напрямок площини лінійної поляризації хвилі із поляризатора складає кут <math>\alpha</math> з напрямком оптичної осі, тоді інтенсивності незвичайної та звичайної хвиль <math>I_e</math> і <math>I_o</math> дорівнюють: <math>I_e = I_{nad} \cos^2 \alpha</math>;</p> $I_o = I_{nad} \sin^2 \alpha. \quad (2.5)$ <p>де <math>I_{nad}</math> – це інтенсивність падаючої на кристал хвилі.</p> <p>Після проходження аналізатора (при схрещених аналізаторі й поляризаторі) інтенсивності <math>I_1</math> і <math>I_2</math> інтерференції дорівнюють:</p> $I_1 = I_e \sin^2 \alpha = I_{nad} \cos^2 \alpha \sin^2 \alpha$ $I_2 = I_o \cos^2 \alpha = I_{nad} \sin^2 \alpha \cos^2 \alpha \quad (2.6)$ <p>Після підстановки цих виразів у формулу (2.4), одержуємо:</p> $t(x, y) = (\lambda / 2\pi \Delta n_{oe}) \arccos[(I(x, y) - 2I_{nad} \cos^2 \alpha \sin^2 \alpha) / 2I_{nad} \cos^2 \alpha]$ $= (\lambda / 2\pi \Delta n_{oe}) \arccos[(2I(x, y) / I_{nad} \sin^2 2\alpha) - 1] \quad (2.7)$ <p>Таким чином, вимірювання розподілу інтенсивності <math>I(x, y)</math> у зображенні анізотропного мікрооб'єкта, одержаного методом поляризаційного контрасту, дозволяє визначити товщину мікрооб'єкта в кожній точці і побудувати його тривимірне зображення при комп'ютерній обробці результатів.</p>
5. Комп'ютерна обробка результатів	Відняття фону, корекція фази, відновлення амплітуди. Корекція і фільтрація зображення

Важливим аспектом в процесі отримання інтерферограм є отримання максимального контрасту (видності інтерференційних смуг). Для її оцінки Майкельсон запропонував наступний параметр:

$$V = \frac{I_{\max} - I_{\min}}{I_{\max} + I_{\min}}, \quad (2.8)$$

де  $I_{\max}$  – максимальне значення інтенсивності в інтерферограмі;

$I_{\min}$  – мінімальне значення інтенсивності в інтерферограмі. Коли хвилі лінійно поляризовані, то:

$$\begin{aligned} I_{12}\sqrt{I_1 I_2} \cos \beta_{\max} \\ I_{12}\sqrt{I_1 I_2} \cos \beta_{\min} \end{aligned} \quad (2.9.)$$

$$V = \frac{2\sqrt{I_1 I_2}}{I_1 + I_2} \cos \beta = \frac{2\sqrt{b}}{b+1} \cos \beta, \quad (2.10)$$

де  $b = \frac{I_1}{I_2}$  – відношення інтенсивностей інтерферуючих хвиль;

$\beta$  – кут між напрямками лінійної поляризації цих хвиль.

Максимальне значення контрасту інтерферограми, що дорівнює 1, досягається при  $b=1$  и  $\beta=0$ , тобто тоді, коли інтенсивності і напрямки лінійної поляризації взаємодіючих хвиль однакові. Розв'язання задачі вирівнювання інтенсивностей взаємодіючих пучків шляхом розрахунків на основі дифракційної ефективності голограми, що розділяє здатність світлодільника, або застосування поглинаючих фільтрів і безпосередніх вимірювань, є трудомістким і недоцільним. Як зручне рішення, що дозволяє задовольнити умови максимального розмаїття, нами запропоновано використання поляризаторів в оправі, що обертається (7,9 на рисунку 2.2.).

У цьому випадку, при будь-яких напрямках векторів поляризації взаємодіючих хвиль, завжди можна вибрати напрямок площини пропускання поляризатора  $\theta$  (розташованого останнім по ходу променю) так, щоб проєкції векторів на нього були рівні. Поляризація відновленого по голограмі об'єктного пучка ідентична поляризації опорного пучка, що відновлює.

Тобто для досягнення максимального розмаїття інтерферограми достатньо задовольнити умови:

$$I_{01} \cos^2 \beta_1 = I_{02} \eta \cos^2 \beta_2, \quad (2.11)$$

де  $I_{01}$  – початкова інтенсивність реального об'єктного пучка;

$I_{02}$  – інтенсивність опорного пучка, що відновлює голограму;

$\beta_1$  – кут між напрямком лінійної поляризації реального об'єктного пучка та площиною пропускання поляризатора 9;

$\beta_2$  – кут між напрямками площин пропускання поляризаторів 8 та 9 (дивитись рисунок 2.2);

$\eta$  дифракційна ефективність голограми, поділена на 100%.

Шляхом налаштування напрямків площин пропускання поляризаторів такий підхід забезпечує можливість управління як абсолютною інтенсивністю взаємодіючих пучків, так і їх ставленням в повному діапазоні. Крім досягнення максимального розмаїття, він дозволяє співвіднести діапазон зміни інтенсивності в інтерферограмі з діапазоном чутливості різних типів цифрових камер.

Однак, застосування методу поляризаційного контрасту для тривимірної візуалізації анізотропних мікрооб'єктів оптичними методами має низку переваг. У ряді випадків досліджуваний мікрооб'єкт перебуває в деякому середовищі і серед інших мікрооб'єктів, які також візуалізуються при дослідженні методами фазового чи інтерференційного контрасту. Метод поляризаційного контрасту дозволяє усунути фон і спостерігати яскраві зображення мікрооб'єкту на темному фоні, а також усунути зображення усіх інших мікрооб'єктів, що зазвичай присутні у препараті і відіграють роль шуму (якщо вони не змінюють стану поляризації випромінювання, що проходить крізь них). Усе це підвищує якість зображення, одержаного методом поляризаційного контрасту, підвищує чутливість і розрізнення методу порівняно з методами фазового й інтерференційного контрасту. Ще однією важливою подією для цієї галузі стала розробка світлочутливої матриці на основі технології приладів із зарядовим зв'язком, що забезпечує

реєстрацію та передачу оцифрованих зображень безпосередньо в комп'ютер у режимі реального часу. Ця подія відіграла ключову роль у розвитку теоретичних основ та практичної реалізації методів цифрової голографії, що також набули широкого поширення в голографічній інтерферометрії та інтерференційній мікроскопії.

Останні два десятиліття методи кількісної мікроскопії, засновані на інтерференційних вимірах фазових властивостей досліджуваних об'єктів і цих даних для комп'ютерної тривимірної візуалізації, розвиваються дуже інтенсивно. Метод інтерферометрії відомий своїми перевагами і обмеженнями в контексті вимірювань і аналізу хвильових явищ.

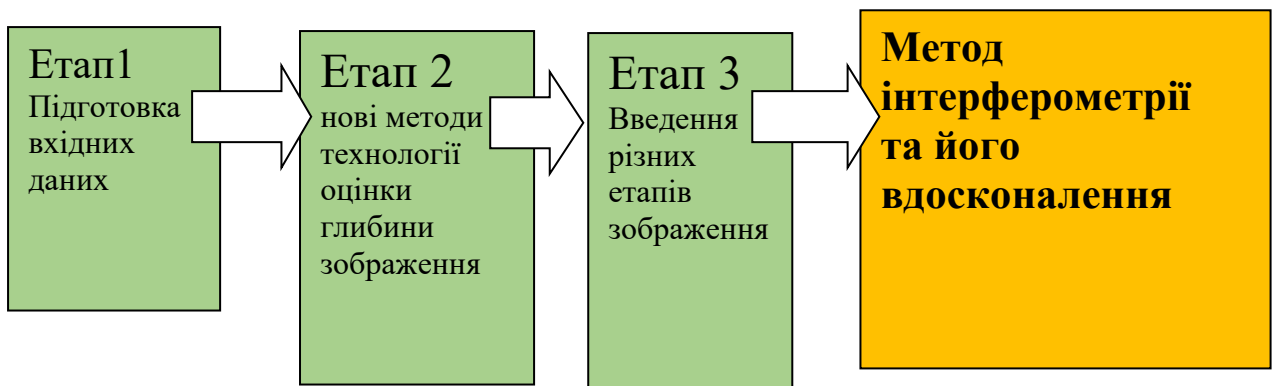


Рисунок 2.3 - Удосконалення методу інтерферометрії: Етап1 - підготовка вхідних даних, Етап 2 -нові методи і технології оцінки глибини зображення та Етап 3 - удосконалення тривимірних зображень завдяки введенню різних етапів обробки зображення

Основні удосконалення щодо методу інтерферометрії полягає у покращенні підготовки вхідних даних (Етап1), а також пропозиції нових технології оцінки глибини зображення (Етап 2) та удосконалення тривимірних зображень завдяки введенню різних етапів обробки зображення (Етап 3). Докладно Етап 3 проаналізований у рисунку 2.4. Пропонується отримання зображень методом цифрової голографічної мікроскопії.



Рисунок 2.4 - Етап 3. Покращення обробки інтерферограм

Обробка таких зображень буде включати ряд етапів: відняття фону, корекція фази, відновлення амплітуди, фільтрація, реконструкція тривимірного зображення.

### **3 ІНФОРМАЦІЙНА ТЕХНОЛОГІЯ ФОРМУВАННЯ ТРИВИМІРНИХ ЗОБРАЖЕНЬ МІКРООБ'ЄКТІВ**

#### **3.1 Опис інформаційної технології формування тривимірних зображень**

##### **3.1.1 Інформаційна технологія побудови глибини тривимірного зображення**

Декілька років тому процес створення тривимірної моделі об'єкта або сцени на основі єдиного двовимірного зображення був вельми складним завданням. Визначення тривимірної структури об'єкта з плоского зображення вимагало великих обчислювальних зусиль і експертного досвіду.

Проте сьогодні завдяки значному прогресу в галузі глибокого навчання було розроблено багато монокулярних моделей, призначених для оцінки глибини об'єктів на зображеннях. Ці моделі здатні точно визначати глибину кожного пікселя на зображенні і створювати так звану "карту глибини". Після отримання карти глибини можливо використовувати її для реконструкції тривимірної поверхні об'єкта або сцени. Цей процес дозволяє створити тривимірну мережу, яка репрезентує об'єкт у тривимірному просторі. Такий підхід став значною революцією в комп'ютерному баченні і рендерингу, роблячи можливим створення тривимірних моделей на основі звичайних двовимірних зображень.

Монокулярна оцінка глибини - це складне завдання в галузі комп'ютерного зору, яке полягає в оцінці відстані (глибини) від камери до кожного пікселя на одному звичайному кольоровому зображенні (зображенні RGB). Задача полягає в тому, щоб визначити, наскільки далеко кожен піксель знаходиться від камери, створюючи тризначне відображення глибини на двовимірному плані зображення. Результатом процесу монокулярної оцінки глибини є карта глибини. Ця карта представляє собою звичайну двовимірну матрицю, в якій кожен елемент матриці відповідає передбаченій глибині відповідного пікселя на початковому кольоровому зображенні. Кожен елемент

цієї карти містить числове значення, яке вказує на відстань від камери до відповідного об'єкта або точки на зображенні.

Монокулярна оцінка глибини є важливою технікою в комп'ютерному зорі і має різноманітні застосування, включаючи віртуальну реальність, робототехніку та обробку зображень.

### 3.1.2 Цифрова голографічна мікроскопія у формуванні тривимірних зображень мікрооб'єктів

Звичайна мікроскопія - це метод, який дозволяє спостерігати малі об'єкти, такі як клітини або мікроорганізми, з використанням світла. Однак, вона має свої обмеження, особливо щодо здатності отримувати тривимірну інформацію про об'єкти. Цифрова голографічна мікроскопія (ЦГМ) вирішує цю проблему, дозволяючи отримувати тривимірні зображення мікрооб'єктів з високою роздільною здатністю та деталізацією.

У ЦГМ використовується принцип голографії, який базується на інтерференції світла. Це означає, що використовується хвильова природа світла. У процесі запису голограми, світловий промінь, що йде від досліджуваного об'єкта, перетинається з опорним променем. Цей опорний промінь є джерелом початкової хвилі, що використовується для порівняння з хвилею, яка проходить через об'єкт. При взаємодії цих двох променів відбувається інтерференція, і результатом є голограма - інтерференційне зображення на фоточутливій пластинці або матриці.

Отримана голограма містить інформацію не тільки про амплітуду збудженого світла, але й про його фазу. Це значить, що голограма містить тривимірну інформацію про об'єкт, оскільки фаза світла залежить від його шляху та взаємодії з об'єктом. Щоб отримати тривимірне зображення, голограма піддається реконструкції, яка включає обчислення

інтерференційного поля на площині спостереження. Це поле відображає розподіл амплітуди та фази світла, що розсіюється об'єктом, і відтворює тривимірну структуру об'єкта. Однією з переваг ЦГМ є можливість отримувати тривимірні зображення без необхідності фокусування на різних площинах. У звичайній мікроскопії, коли ми перемикаємося між різними фокусними площинами, ми отримуємо лише двовимірні зрізи об'єкта. З використанням ЦГМ можна отримувати повні тривимірні зображення об'єктів, що дозволяє досліджувати їх структуру та взаємодію з більшою деталізацією.

ЦГМ також дозволяє використовувати різноманітні методи обробки та аналізу отриманих голограм. За допомогою обчислювальних алгоритмів можна виконувати цифрову фільтрацію, видалення спотворень та покращення якості зображень. Також можна використовувати методи фазової реконструкції для отримання додаткової інформації про об'єкт, наприклад, фазових змін, що виникають внаслідок взаємодії з довкіллям. ЦГМ знайшла застосування в багатьох галузях, включаючи біологію, медицину, матеріалознавство та нанотехнології. В біології і медицині вона може використовуватись для вивчення клітинних структур, дослідження мікроорганізмів, виявлення та діагностики хвороб.

## 3.2 Імплементация інформаційної технології цифрової голографічної мікроскопії

### 3.2.1 Основні принципи цифрової голографії

Цифрова голографічна мікроскопія (ЦГМ) є сучасним методом, який дозволяє отримувати тривимірні зображення мікроскопічних об'єктів з високою роздільною здатністю та деталізацією. Вона базується на принципах голографії, яка використовує інтерференцію світла для отримання інформації про амплітуду та фазу світлових хвиль.

Процес цифрової голографічної мікроскопії включає кілька основних етапів. Починаючи зі збору світла, відбитого або розсіяного від об'єкта, це світло направляється до спеціального голографічного пристрою, який може бути фоточутливою пластинкою або матрицею. Цей пристрій реєструє інтерференційне зображення, яке виникає внаслідок взаємодії світлових хвиль, що проходять через об'єкт та опорний промінь. Отримана голограма містить інформацію не тільки про амплітуду світлових хвиль, як у звичайній мікроскопії, але й про їх фазу. Фаза світла залежить від шляху, який воно пройшло та взаємодії з об'єктом. Це дає змогу отримувати додаткову тривимірну інформацію про структуру об'єкта. Голограма може бути записана з використанням різних методів, таких як інлін-голографія, офсет-голографія чи цифрова голографія в плоскості.

Однією з переваг ЦГМ є можливість отримувати повні тривимірні зображення об'єктів без необхідності фокусування на різних площинах. У звичайній мікроскопії, коли ми перемикаємося між різними площинами фокусування, ми втрачаємо деяку інформацію про об'єкт. Однак, в ЦГМ можна відтворити всю тривимірну структуру об'єкта з одного записаного голограми.

Цифрова голографічна мікроскопія також дозволяє здійснювати додатковий аналіз і обробку отриманих зображень. Завдяки цифровому формату голограми, її можна зберігати, передавати та обробляти за допомогою комп'ютерних алгоритмів. Це відкриває широкі можливості для використання різних методів обробки зображень, фільтрації, відновлення та аналізу об'єктів.

Цифрова голографічна мікроскопія має широкий спектр застосувань. Вона знайшла застосування в біології, медицині, матеріалознавстві, нанотехнологіях та інших галузях науки і технологій. Завдяки високій роздільній здатності та можливості отримувати тривимірні зображення, ЦГМ дозволяє вивчати мікроструктури об'єктів з великою точністю і деталізацією.

### 3.2.3 Отримання і обробка інтерферограм для тривимірної візуалізації

Цифровий голографічний мікроскоп (ЦГМ) є сучасним інструментом образотворення, який поєднує принципи голографії з цифровою обробкою зображень. Він дозволяє отримувати тривимірні зображення мікроскопічних об'єктів з високою роздільною здатністю та деталізацією.

Принцип дії ЦГМ базується на використанні інтерференції світла. При використанні звичайного мікроскопа, світло, відбите або розсіяне об'єктом, пропускається через лінзи для формування зображення на фоточутливій пластинці або матриці. Однак у ЦГМ цей підхід відрізняється.

У ЦГМ світло, відбите або розсіяне об'єктом, направляється на голографічний пристрій. Інтерференційне зображення виникає внаслідок взаємодії світлових хвиль, що проходять через об'єкт, та опорного проміню.

Під час запису голограми, світло розщеплюється на два промені: опорний промінь, який не проходить через об'єкт, та об'єктний промінь, який проходить через об'єкт перед записом голограми. Ці два промені зустрічаються на голографічному пристрої, де відбувається їхня інтерференція. Це створює мережу інтерференційних смуг або хвильових фронтів на голограмі, яка є записом інформації про амплітуду та фазу світла, що розсіюється об'єктом.

Голограма містить інформацію про тривимірну структуру об'єкта. Амплітуда і фаза світла, які впливають на інтерференцію, залежать від оптичних властивостей та геометрії об'єкта. Одержана голограма є двовимірним записом цієї інформації.

Після запису голограми, вона піддається процесу реконструкції. Під час реконструкції використовується інтерференційне поле, яке відображає розподіл амплітуди та фази світла, що розсіюється об'єктом. Це поле може бути відтворене за допомогою опорного променю, який використовувався під час запису голограми. Застосування цього опорного променю до голограми

викликає інтерференцію з розсіяним світлом, що дозволяє відтворити тривимірне зображення об'єкта.

Після реконструкції голограми, отримуємо тривимірне зображення об'єкта. Це зображення може бути відтворене на екрані або за допомогою спеціальних візуалізаційних технік, таких як використання комбінованих технологій доповненої реальності або віртуальної реальності.

Отримання і обробка інтерферограм - це важлива частина процесу створення тривимірних зображень за допомогою ЦГМ. Інтерферограми містять інформацію про інтерференційні смуги або хвильові фронти, які виникають під час інтерференції об'єктного та опорного променів. Ця інформація використовується для відтворення тривимірного зображення об'єкта. Отримання і обробка інтерферограм включає такі етапи:

- запис інтерферограми: Це включає використання голографічного пристрою для запису інтерференційного зображення. Об'єктний промінь і опорний промінь взаємодіють на голографічному пристрої, створюючи інтерференційні смуги;

- фіксація інтерферограми: Після запису інтерферограми, вона фіксується на фоточутливій пластинці або матриці. Це дозволяє зберегти інформацію про інтерференційні смуги;

- читання інтерферограми: Інтерферограма зчитується з фоточутливої пластинки або матриці з використанням спеціального пристрою. Це перетворює інтерференційні смуги на цифровий формат;

- обробка інтерферограми: Це включає ряд обчислювальних процесів для виділення корисної інформації з інтерферограми. Деякі з основних кроків обробки інтерферограм включають: Відняття фону. Корекція фази. Відновлення амплітуди. Фільтрація інтерферограм. Реконструкція тривимірного зображення: Після обробки інтерферограми і отримання правильної фази, амплітуди та інших параметрів, можна перейти до реконструкції тривимірного зображення об'єкта.



Рисунок 3.1 - Обробка інтерферограм

Важливо зауважити, що процес обробки інтерферограм може бути досить складним та вимагати високої обчислювальної потужності. Застосовуються різноманітні алгоритми та методи для досягнення належної якості та достовірності тривимірних зображень.

Враховуючи ці етапи, можна стверджувати, що отримання і обробка інтерферограм є важливою частиною процесу створення тривимірних зображень за допомогою ЦГМ. Наприклад, в медицині ЦГМ може використовуватись для вивчення структури та форми біологічних тканин, виявлення патологій, аналізу пульсацій тканин та інших медичних досліджень.

### 3.3 Аналіз можливостей та перспектив використання цифрової голографічної мікроскопії в медичних інформаційних системах

Цифрова голографічна мікроскопія (ЦГМ) є передовим методом зображення, який поєднує переваги голографії та цифрової обробки сигналів. Вона забезпечує можливість отримувати тривимірні зображення об'єктів з високою роздільною здатністю та великою кількістю інформації про їх структуру та форму. В контексті медичних інформаційних систем ЦГМ має потенціал для революції в діагностиці, моніторингу та лікуванні різних захворювань.

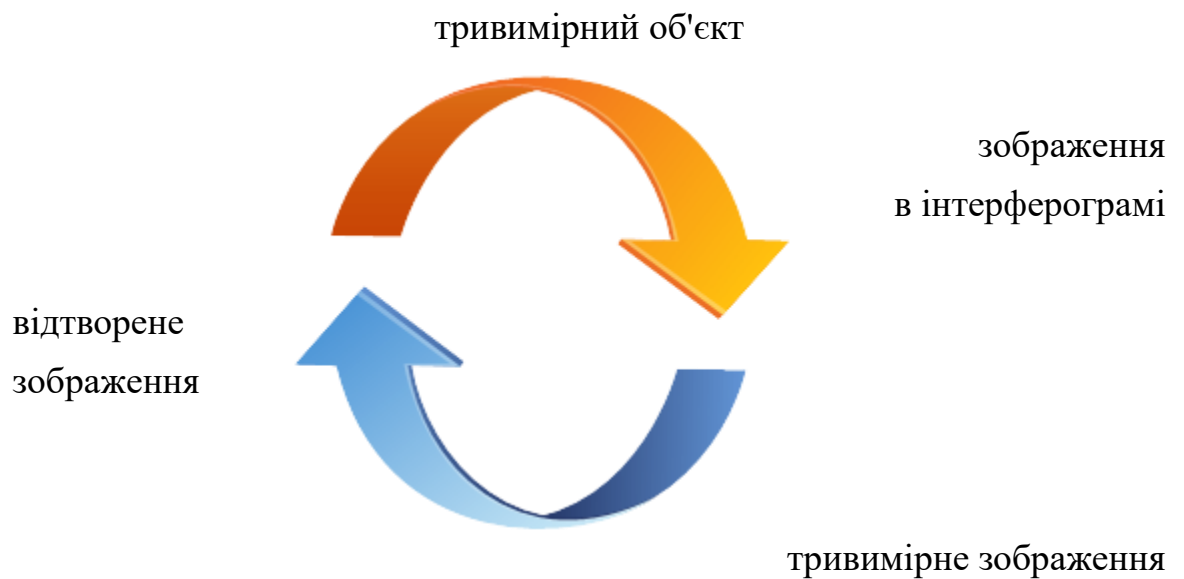


Рисунок 3.2 - Отримання тривимірних зображень в ЦГМ

Одним з основних переваг ЦГМ є можливість отримання тривимірних зображень біологічних тканин та клітин без необхідності використання фіксативних препаратів або фарбування. Це дозволяє зберігати природну структуру та властивості зразків, що важливо для точної діагностики та дослідження. Зображення, отримані за допомогою ЦГМ, містять багато інформації про форму, розмір, густину та оптичні властивості об'єктів, що

дозволяє виявляти патологічні зміни та здійснювати аналіз клітинних структур з високою точністю.

У медичних інформаційних системах ЦГМ може бути використаний для діагностики різних захворювань шляхом аналізу тривимірних зображень біологічних тканин та клітин. Завдяки великій кількості інформації, яку надають тривимірні зображення, можна виявити навіть найменші аномалії та патологічні зміни у структурі тканин. Це дозволяє раннє виявлення захворювань, таких як рак, катаракта, серцеві захворювання та інші, що покращує шанси на успішне лікування та збільшує прогнози пацієнтів.

Наприклад, в онкології ЦГМ може бути використаний для виявлення та аналізу ракових клітин. Зображення, отримані за допомогою ЦГМ, дозволяють виявляти зміни у формі та структурі клітин, а також аналізувати їх поведінку та взаємодію з навколишнім середовищем. Це допомагає лікарям визначити стадію раку, прогнозувати розвиток захворювання та вибрати найбільш ефективний метод лікування для конкретного пацієнта. Крім того, ЦГМ може бути використаний для моніторингу ефективності лікування. За допомогою тривимірних зображень можна відстежувати зміни в тканинах та клітинах під впливом лікарського втручання і оцінювати їх ефективність. Крім того, ЦГМ може бути використаний для освітніх та дослідницьких цілей. Він надає можливість студентам медичних та наукових спеціальностей детально вивчати мікроструктуру органів та тканин, а також проводити дослідження в області біології, медицини та фармації.

## 4 РЕАЛІЗАЦІЯ ТА ПЕРЕВІРКА ТЕХНОЛОГІЇ, ЇЇ ПРАКТИЧНЕ ЗАСТОСУВАННЯ

### 4.1 Реалізація технології.

#### 4.1.1 Застосування тривимірних зображень мікрооб'єктів у медичних інформаційних системах

Цифрова голографічна мікроскопія (ЦГМ) є передовим методом зображення, який поєднує переваги голографії та цифрової обробки сигналів. ЦГМ дозволяє отримувати тривимірні зображення об'єктів з високою роздільною здатністю та великою кількістю інформації про їх структуру та форму. У МІДС тривимірні зображення мікрооб'єктів, отримані за допомогою ЦГМ, можуть мати широкий спектр застосувань.

Одним з основних застосувань тривимірних зображень мікрооб'єктів у медичних інформаційних системах є діагностика різних захворювань. Завдяки високій роздільній здатності та деталізації тривимірних зображень, медичні фахівці можуть виявляти патологічні зміни та аномалії в тканинах та клітинах з високою точністю. Наприклад, тривимірні зображення мікрооб'єктів можуть допомогти виявити ракові клітини, аналізувати їх структуру та форму, а також визначати стадію захворювання. Крім діагностики, тривимірні зображення мікрооб'єктів також можуть бути використані для моніторингу та оцінки ефективності лікування.

Тривимірні зображення мікрооб'єктів також можуть бути використані для планування хірургічних втручань. ЦГМ дозволяє планувати оптимальний доступ до пошкоджених ділянок, мінімізувати ризик пошкодження навколишніх тканин і забезпечити точність та безпеку процедури. Тривимірні зображення можуть бути використані для створення віртуальних моделей пацієнта, на основі яких хірург може планувати оптимальну стратегію хірургічного втручання та визначати оптимальну позицію інструментів.

Крім того, тривимірні зображення мікрооб'єктів можуть бути використані для освіти та наукових досліджень. Студенти медичних університетів та молоді науковці можуть вивчати структуру та особливості органів та тканин на основі тривимірних зображень, що дозволяє їм краще розуміти анатомію та фізіологію людського організму. Застосування тривимірних зображень мікрооб'єктів у медичних інформаційних системах є важливим кроком у поліпшенні діагностики, лікування та дослідження в медицині.

#### 4.1.2 Принципова схема цифрового голографічного мікроскопа

Цифровий голографічний мікроскоп (ЦГМ) є сучасним інструментом образотворення, який поєднує принципи голографії з цифровою обробкою зображень. Він дозволяє отримувати тривимірні зображення мікроскопічних об'єктів з високою роздільною здатністю та деталізацією.

Принцип дії ЦГМ базується на використанні інтерференції світла. При використанні звичайного мікроскопа, світло, відбите або розсіяне об'єктом, пропускається через лінзи для формування зображення на фоточутливій пластинці або матриці. Однак у ЦГМ цей підхід відрізняється. У ЦГМ світло, відбите або розсіяне об'єктом, направляється на голографічний пристрій. Цей пристрій може бути фоточутливою пластинкою або матрицею, які здатні реєструвати інтерференційне зображення. Інтерференційне зображення виникає внаслідок взаємодії світлових хвиль, що проходять через об'єкт, та опорного променя. При цьому записується не тільки амплітуда світла, як у звичайній мікроскопії, але й його фаза. Фаза світла залежить від шляху, який воно пройшло та взаємодії з об'єктом. Завдяки цьому, голограма містить інформацію про тривимірну структуру об'єкта.

Після запису голограми, вона піддається процесу реконструкції. Під час реконструкції використовується інтерференційне поле, яке відображає розподіл амплітуди та фази світла, що розсіюється об'єктом. Це поле може бути обчислене на площині спостереження за допомогою обробки голограми за допомогою комп'ютерних алгоритмів. Процес реконструкції дозволяє отримати тривимірну структуру об'єкта. За допомогою ЦГМ, дослідник може отримати високоякісне тривимірне зображення з великою роздільною здатністю, яке відображає деталі структури об'єкта.

Однією з переваг ЦГМ є можливість отримувати тривимірні зображення об'єктів без необхідності використання додаткових оптичних компонентів, таких як об'єктиви з великою числовою апертурою. Це дозволяє знизити вартість та спрощується конструкція мікроскопа.

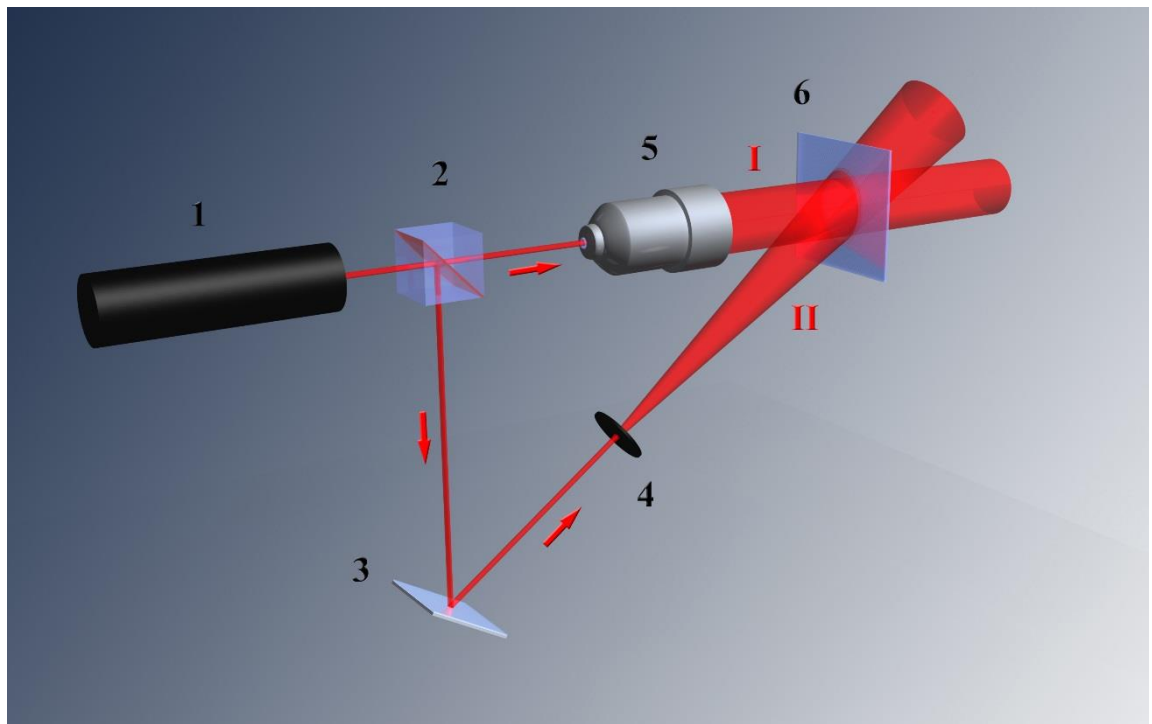


Рисунок 4.1 - Схема ЦГМ. 1 – лазер, 2 – світлодільник, 3 – плоске дзеркало, 4 – пінхол, 5 – мікрооб'єктив, 6 – голографічна пластина, I – об'єктний пучок, II – опорний пучок

Крім того, ЦГМ відкриває широкі можливості для дослідження живих об'єктів. Оскільки при записі голограми не потрібно використовувати фіксацію об'єкта на пластині, можна вивчати динаміку живих клітин та тканин без їхнього пошкодження. Це дозволяє вивчати живі процеси, такі як поділ клітин, рух мікроорганізмів тощо.

Одним з застосувань ЦГМ є медична діагностика. Завдяки високій роздільній здатності та здатності до тривимірного аналізу, ЦГМ може допомогти у виявленні та дослідженні патологічних змін у клітинах та тканинах.

#### 4.1.3 Побудова карти глибини

Точки на карті глибини представляють собою набір тривимірних даних, де кожна точка визначається своїми координатами в трьох вимірах:  $x$ ,  $y$  та  $z$ . Карта глибини, в свою чергу, може бути розглянута як двовимірна матриця, де кожен її елемент відповідає певному пікселю на зображенні. В цій матриці кожен піксель має свої координати  $x$  та  $y$ , а також відповідне значення глибини, позначене як  $z$ . Значення  $z$  вказує на відстань від камери до об'єкта, який знаходиться в точці з координатами  $(x, y)$  на вихідному зображенні.

Отже, карта глибини може бути розглянута як колекція точок у тривимірному просторі, де кожна точка представлена своїми трьома координатами. Ця колекція точок, зазвичай, охоплює область або сцену, яка обробляється для подальшого аналізу чи використання.

Цей набір тривимірних даних іноді називається "хмарою точок" і може бути важливим ресурсом у відтворенні тривимірних об'єктів чи реконструкції сцен у комп'ютерному баченні і графіці. Почнемо з розгляду процесу перетворення неструктурованої хмари точок в тривимірне представлення об'єкта. Неструктурована хмара точок - це набір тривимірних даних, де кожна

точка характеризується своїми координатами в трьох вимірах ( $x$ ,  $y$ ,  $z$ ). Однак сама хмара точок не надає структурованого представлення об'єкта чи сцени. Для того, щоб отримати тривимірну модель об'єкта, потрібно створити мережу, що складається з вершин і полігонів (багатокутників).

Зазвичай найпоширенішим типом мережі є трикутна мережа, яка складається з безлічі з'єднаних спільними ребрами або вершинами тривимірних трикутників. Трикутники є важливими, оскільки вони дозволяють представити складні поверхні об'єкта шляхом об'єднання простих геометричних фігур.

У літературі та практичному використанні існує декілька методів створення трикутної мережі із неструктурованої хмари точок. Деякі з найпопулярніших підходів включають в себе альфа-форму, сферичне обертання та реконструкцію Пуассона.

Альфа-форма базується на розширенні точок у наближених областях, сферичне обертання використовує геометричні властивості сфери для побудови трикутних мереж, а реконструкція Пуассона використовує математичні методи для відтворення поверхонь об'єкта.

Ці методи відомі як алгоритми реконструкції поверхні і важливі для створення тривимірних моделей об'єктів і сцен у галузі комп'ютерної графіки, комп'ютерного бачення та віртуальної реальності. Процедура створення тривимірної мережі із зображення складається із трьох ключових етапів, які дозволяють перетворити двовимірне зображення у тривимірну репрезентацію об'єкта чи сцени:

Оцінка глибини. Перший етап полягає в оцінці глибини об'єктів на вхідному зображенні. Цей процес використовує монокулярну модель для передбачення відстані (глибини) від камери до кожного пікселя на зображенні.

Результатом є карта глибини, яка надає інформацію про відстань від камери до об'єктів на зображенні.

Ця карта глибини визначає, як далеко розташовані різні елементи на зображенні від джерела світла.

1. Побудова хмари точок. Наступним етапом є перетворення карти глибини у хмару точок.

Кожен піксель на карті глибини стає точкою у тривимірному просторі з трьома координатами:  $x$ ,  $y$  та  $z$ .

Така хмара точок представляє собою набір тривимірних даних, що характеризують геометричну структуру об'єктів на зображенні.

2. Генерація мережі. Завершальний етап полягає в створенні мережі або моделі поверхні об'єкта.

Для цього використовуються алгоритми реконструкції поверхні, які опираються на дані з хмари точок.

Ці алгоритми допомагають створити мережу, яка складається з вершин та полігонів (зазвичай трикутників), що визначають геометричну форму об'єкта. Така мережа дозволяє нам отримати тривимірну модель об'єкта, яку можна використовувати для подальших застосувань, таких як віртуальна реальність, комп'ютерне моделювання чи аналіз тривимірних об'єктів.

Оцінка глибини. У цій роботі для оцінки глибини використовується модель монокулярної оцінки глибини під назвою GLPN.

Ця модель є однією з популярних моделей для передбачення глибини на основі одного зображення. Вона використовується для визначення відстані від камери до об'єктів на зображенні і надає точні результати оцінки глибини.

Для отримання цієї моделі ми використали Hugging Face Model Hub та завантажили її, використовуючи бібліотеку Transformers від Hugging Face. Ця бібліотека надає доступ до різних моделей для обробки тексту та зображень і є корисним інструментом для роботи з глибоким навчанням та штучним інтелектом.

Поданий нижче код (рисунок 4.2) оцінює глибину вхідного зображення:

```
import matplotlib
matplotlib.use('TkAgg')
from matplotlib import pyplot as plt
```

```

from PIL import Image
import torch
from transformers import GLPNFeatureExtractor, GLPNForDepthEstimation

feature_extractor =
GLPNFeatureExtractor.from_pretrained("vinvino02/glpn-nyu")
model = GLPNForDepthEstimation.from_pretrained("vinvino02/glpn-nyu")

# load and resize the input image
image = Image.open("image.jpg")
new_height = 480 if image.height > 480 else image.height
new_height -= (new_height % 32)
new_width = int(new_height * image.width / image.height)
diff = new_width % 32
new_width = new_width - diff if diff < 16 else new_width + 32 - diff
new_size = (new_width, new_height)
image = image.resize(new_size)

# prepare image for the model
inputs = feature_extractor(images=image, return_tensors="pt")

# get the prediction from the model
with torch.no_grad():
    outputs = model(**inputs)
    predicted_depth = outputs.predicted_depth

# remove borders
pad = 16
output = predicted_depth.squeeze().cpu().numpy() * 1000.0
output = output[pad:-pad, pad:-pad]
image = image.crop((pad, pad, image.width - pad, image.height - pad))

# visualize the prediction
fig, ax = plt.subplots(1, 2)
ax[0].imshow(image)
ax[0].tick_params(left=False, bottom=False, labelleft=False,
labelbottom=False)
ax[1].imshow(output, cmap='plasma')
ax[1].tick_params(left=False, bottom=False, labelleft=False,
labelbottom=False)
plt.tight_layout()
plt.pause(5)

```

Рисунок 4.2 – Код оцінки глибини вхідного зображення

Для використання GLPN (Generative Light-weight Pipeline Network) бібліотека Transformers надає два основних класи, які допомагають здійснювати оцінку глибини з використанням цієї моделі:

1. GLPNFeatureExtractor (GLPNFeatureExtractor). Цей клас відповідає за попередню обробку вхідних даних перед передачею їх до моделі GLPN. Він

дозволяє підготувати зображення для подальшої оцінки глибини. Використовуючи `GLPNFeatureExtractor`, можна витягти важливі функції з вхідного зображення, які будуть використовуватися моделлю `GLPN` для оцінки глибини.

`2.GLPNForDepthEstimation (GLPNForDepthEstimation)`. Це модельний клас, який представляє собою саму модель `GLPN` для оцінки глибини. Після попередньої обробки зображення `GLPNFeatureExtractor`, можна використовувати `GLPNForDepthEstimation` для передбачення глибини об'єктів на зображенні. Цей клас містить всі параметри та архітектуру моделі для проведення оцінки глибини.

Ці два класи разом дозволяють ефективно використовувати модель `GLPN` для завдань оцінки глибини на зображеннях та підготовки даних для подальшого аналізу. Через архітектуру вихідний розмір моделі (рисунок 4.3) складає:

```
output_height = input_height - (input_height mod 32)
output_width = input_width - (input_width mod 32)
```

Рисунок 4.3 – Вихідний розмір моделі

Таким чином, розмір вхідного зображення (`image`) змінюється так, щоб висота і ширина були кратні 32. Ця обробка розміру вхідного зображення важлива, оскільки в протилежному випадку результуючі дані від моделі будуть мати менший розмір, ніж вхідні дані. Це обов'язково, оскільки під час відтворення об'єкту у вигляді хмари точок використовуються пікселі зображення. Для цього потрібно, щоб вхідне зображення та вихідна карта глибини мали однаковий розмір, щоб забезпечити правильну кореляцію між пікселями зображення та глибини, що визначається моделлю.

Моделі монокулярної оцінки глибини спрямовані на отримання високоякісних прогнозів, особливо в безпосередній близькості до границь

об'єктів. Тому вихідні дані (output) обрізаються по центру. Для збереження однакового розміру також виконується обрізання по центру зображення. Це робиться з метою збереження збалансованих розмірів вхідного зображення та вихідних даних, щоб забезпечити однакові розміри та коректну взаємодію між ними, зокрема, для збереження деталей в областях близьких до границь об'єктів.

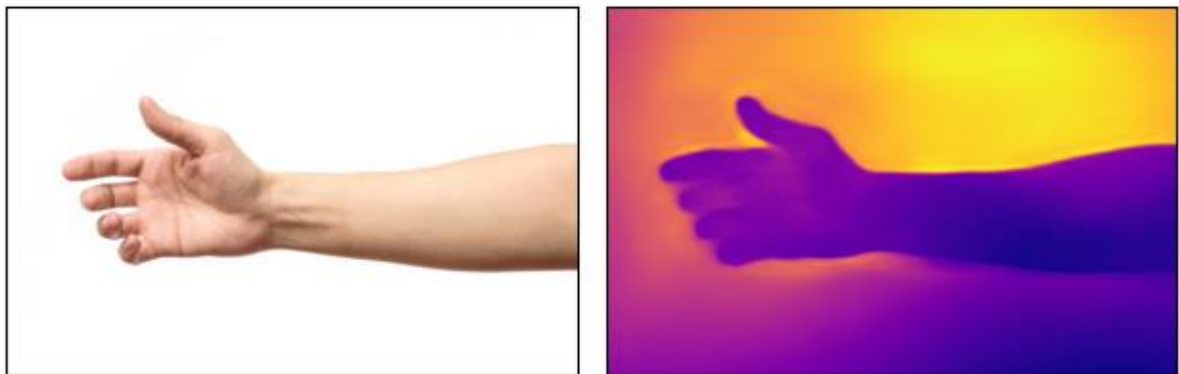


Рисунок 4.4 – Вхідне зображення



Рисунок 4.5 - Зображення RGBD

Побудова хмари точок. Для частини обробки тривимірних даних буде використана бібліотека Open3d. Поданий нижче код перетворює припущену карту глибини в об'єкт хмари точок (рисунок 4.6) Open3D:

```

import numpy as np
import open3d as o3d

width, height = image.size

depth_image = (output * 255 / np.max(output)).astype('uint8')
image = np.array(image)

# create rgbd image
depth_o3d = o3d.geometry.Image(depth_image)
image_o3d = o3d.geometry.Image(image)
rgb_image =
o3d.geometry.RGBDImage.create_from_color_and_depth(image_o3d,
depth_o3d, convert_rgb_to_intensity=False)

# camera settings
camera_intrinsic = o3d.camera.PinholeCameraIntrinsic()
camera_intrinsic.set_intrinsics(width, height, 500, 500,
width/2, height/2)

# create point cloud
pcd = o3d.geometry.PointCloud.create_from_rgbd_image(rgb_image,
camera_intrinsic)

```

Рисунок 4.6 – Побудова хмари точок

Зображення RGBD (рисунок 4.5) представляє собою комбінацію зображення кольору (RGB) та відповідного зображення глибини (D). Для обробки і аналізу тривимірних даних важливо мати доступ до інформації про кольоровий зміст та глибину об'єктів на сцені. Клас `PinholeCameraIntrinsic` володіє так званою внутрішньою матрицею камери, яка містить важливі параметри, такі як фокусна відстань, центральна точка та коефіцієнти спотворення, що допомагають Open3D правильно інтерпретувати глибинну інформацію та розміщувати точки в просторі. Завдяки внутрішній матриці камери Open3D може створити хмару точок із зображення RGBD, забезпечуючи правильні відстані між точками в тривимірному просторі. Важливо залишати внутрішні параметри камери без змін, оскільки вони

визначаються налаштуваннями самої камери і є важливими для правильного перетворення даних.

Для візуалізації необхідно застосувати цей рядок коду:

```
o3d.visualization.draw_geometries([pcd])
```

#### Рисунок 4.7 – Код візуалізації

Генерація сітки. Метод генерації тривимірної мережі з хмари точок є ключовим етапом у вирішенні завдань обробки тривимірних даних. Існують різні методи для досягнення цієї мети, які можна знайти в літературі з комп'ютерної графіки та обробки тривимірних даних. У цьому випадку використовується алгоритм реконструкції поверхні Пуассона. Цей алгоритм відомий своєю здатністю створювати мережі, що надають більш якісні та більш плавні результати порівняно з іншими методами реконструкції поверхонь. Він допомагає після обробки хмари точок отримати реалістичну тривимірну модель об'єкта з високою деталізацією. За допомогою алгоритму реконструкції поверхні Пуассона, який застосовується до хмари точок Пуассона, отриманого на попередньому етапі, наведений код генерує тривимірну мережу. Ця мережа представляє об'єкт в тривимірному просторі (рисунки 4.5, 4.8) і складається з вершин та граней, які визначають форму та структуру об'єкта. По-перше, в цьому коді виконується процес видалення викидів з хмари точок. Хмара точок може містити деякі шуми та артефакти, які виникають з різних причин, таких як помилки у вимірюваннях, артефакти обробки зображення чи інші випадкові спотворення даних.

У випадку, коли хмара точок містить викиди, це означає, що деякі точки мають надзвичайно великі або надзвичайно малі значення глибини порівняно з навколишніми точками. Це може бути наслідком помилок вимірювань або інших невірностей у процесі отримання даних. В такому випадку модель оцінки глибини може неправильно передбачити глибину для цих точок, і вона може значно відрізнятись від глибини сусідніх точок, що є небажаним явищем

у задачах реконструкції тривимірних об'єктів. Тому перед подальшою обробкою хмари точок важливо видалити такі викиди, щоб покращити точність та надійність результатів обробки тривимірних даних.

```

# outliers removal
cl, ind = pcd.remove_statistical_outlier(nb_neighbors=20,
                                        std_ratio=20.0)
pcd = pcd.select_by_index(ind)

# estimate normals
pcd.estimate_normals()
pcd.orient_normals_to_align_with_direction()

# surface reconstruction
mesh =
o3d.geometry.TriangleMesh.create_from_point_cloud_poisson(pcd,
                                                           depth=10, n_threads=1)[0]

# rotate the mesh
rotation = mesh.get_rotation_matrix_from_xyz((np.pi, 0, 0))
mesh.rotate(rotation, center=(0, 0, 0))

# save the mesh
o3d.io.write_triangle_mesh(f'./mesh.obj', mesh)

```

Рисунок 4.8 – Генерація тривимірної мережі за допомогою алгоритму реконструкції поверхні Пуассона

На наступному етапі важливо оцінити нормалі. Нормалі - це вектори, які визначаються в кожній точці поверхні або об'єкта і мають величину та напрямок. Вони є перпендикулярними до поверхні в даній точці і вказують від цієї точки в напрямку зростання глибини. Оцінка нормалей допомагає визначити, як поверхня або об'єкт нахилиється та спрямований у просторі.

У контексті обробки даних алгоритмом Пуассона, правильна оцінка нормалей є важливим етапом, оскільки ця інформація допомагає алгоритму правильно відтворити тривимірну поверхню об'єкта.

Нормалі використовуються для визначення напрямку освітлення та відображення об'єкта у тривимірному просторі. У кінцевому етапі виконується

алгоритм генерації тривимірної сітки та формується глибина зображення (рисунок 4.9).



Рисунок 4.9 - Глибина зображення

Рівень деталізації сітки визначається за допомогою параметра глибини (depth). За допомогою цього параметра можна контролювати якість та деталізацію отриманої сітки. Більше значення глибини призведе до більш високоякісної та деталізованої сітки, але при цьому збільшить розмір отриманого виводу, що важливо враховувати при плануванні та обробці тривимірних даних.

#### 4.1.4 Використання тривимірних зображень мікрооб'єктів у діагностиці

Тривимірні зображення мікрооб'єктів мають широкі застосування у МІС, особливо в діагностичних процедурах. Вони дозволяють отримати детальну та об'єктивну інформацію про структуру та форму об'єктів, що досліджуються та сприяє точнішому визначенню патологічних змін і встановленню діагнозу.

Одним з найпоширеніших використань тривимірних зображень мікрооб'єктів у діагностиці є рентгенівська комп'ютерна томографія (РКТ). Тривимірні зображення, отримані з РКТ, дозволяють аналізувати структуру

об'єктів з різних кутів та планів, що допомагає виявити навіть найменші аномалії. Крім РКТ, існують інші методи тривимірного зображення мікрооб'єктів, такі як магнітно-резонансна томографія (МРТ), позитронно-емісійна томографія (ПЕТ), однофотонна емісійна комп'ютерна томографія (ОЕКТ) та інші. Кожен з цих методів має свої переваги та обмеження, але загальна їх перевага полягає в тому, що вони надають тривимірні зображення, що дозволяють лікарям детально дослідити внутрішню структуру об'єктів та виявити будь-які патологічні зміни.

Тривимірні зображення мікрооб'єктів також використовуються в діагностичних методах, що вимагають використання мікроскопії. Узагальнюючи, тривимірні зображення мікрооб'єктів є потужним інструментом у медичній діагностиці. Вони забезпечують детальну та об'єктивну інформацію про структуру та форму об'єктів, що досліджуються.

#### 4.1.5 Використання тривимірних зображень мікрооб'єктів у хірургічному плануванні

Тривимірні зображення мікрооб'єктів є важливим інструментом у медичній діагностиці та дослідженнях. Вони забезпечують детальну та об'єктивну інформацію про структуру та форму об'єктів, допомагають виявляти патологічні зміни та встановлювати діагнози. Хоча їх використання широке, важливо зосередитися на їх ролі в медичних інформаційних системах та наукових дослідженнях. Використання тривимірних зображень таких мікрооб'єктів, як клітини, тканини чи інші мікроскопічні структури, при хірургічному плануванні може бути корисним для підвищення точності та ефективності операцій. Такий підхід забезпечує інформацією лікарів, яку неможливо отримати за допомогою традиційних методів, таких як звичайна двовимірна мікроскопія.

Основні переваги використання тривимірних зображень мікрооб'єктів у хірургічному плануванні включають: Деталізація структури: Тривимірні зображення не дозволяють отримати більше деталей щодо форми, розміру та внутрішнього розташування мікрооб'єктів. Це спеціалістам краще розуміти особливості об'єктів та їх контекст. Можливість віртуального планування: Лікарі можуть використовувати тривимірні зображення для операцій віртуального планування. Це дозволяє оптимізувати доступ до місця операції та мінімізувати травматичність для навколишніх тканин. Покращення навчання та тренувань: Тривимірні зображення можуть служити відмінним інструментом для навчання майбутніх лікарів. Вони можуть вивчати структуру та операційні методи, спираючись на реалістичні тривимірні моделі. Можливості підсилення реальності (AR) та віртуальної реальності (VR): AR або VR може допомогти лікарям отримати додатковий візуальний контекст під час операції. Це може підвищити їхню здатність взаємодіяти з тривимірними даними та ефективно виконувати операції. Підвищення точності діагностики: Тривимірні зображення допомагають лікарям отримати більше інформації про мікроструктури, що може призвести до більш точної діагностики та обрання оптимального лікування.

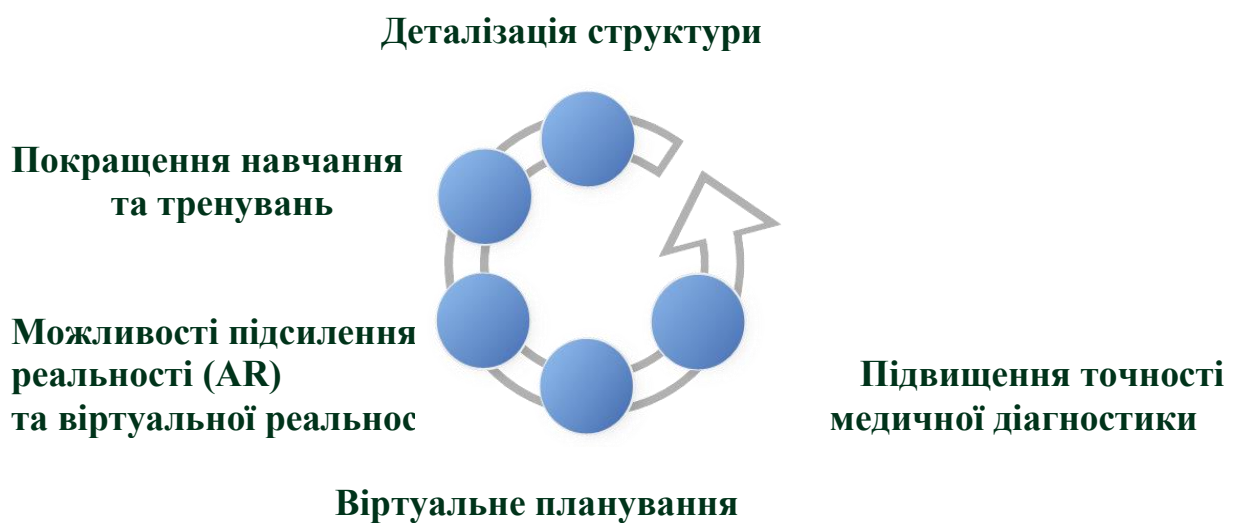


Рисунок 4.10 – Переваги тривимірних зображень в медичній діагностиці та плануванні операцій в хірургії

Застосування тривимірних зображень у хірургічному плануванні є активною областю дослідження, а нові технології розвиваються для покращення цього підходу.

У хірургічному плануванні тривимірні зображення мікрооб'єктів, такі як органи, судини або тканини, є незамінним інструментом. Хірурги можуть аналізувати тривимірні зображення перед операцією. Це дозволяє планувати операцію більш точно, враховуючи індивідуальні особливості пацієнта та уникнути можливих ускладнень. Тривимірні зображення також можуть використовуватися під час операції для навігації та контролю за виконанням хірургічних процедур. Наприклад, у нейрохірургії тривимірні зображення мозку можуть допомогти ідентифікувати точні місця для проведення хірургічних втручань, уникнути пошкодження важливих структур та мінімізувати ризик ускладнень. У кардіохірургії тривимірні зображення серця та судин можуть допомагати планувати та виконувати складні операції з високою точністю, забезпечуючи оптимальні результати для пацієнта.

## 4.2 Експериментальна перевірка та реалізація технології

### 4.2.1 Інформаційні технології обробки інтерферограм

Отримання і обробка інтерферограм включає такі етапи:

- запис інтерферограми: Це включає використання голографічного пристрою для запису інтерференційного зображення. Об'єктний промінь і опорний промінь взаємодіють на голографічному пристрої, створюючи інтерференційні смуги;
- фіксація інтерферограми: Після запису інтерферограми, вона фіксується на фоточутливій пластинці або матриці. Це дозволяє зберегти інформацію про інтерференційні смуги;

– читання інтерферограми: Інтерферограма зчитується з фоточутливої пластинки або матриці з використанням спеціального пристрою. Це перетворює інтерференційні смуги на цифровий формат;

– обробка інтерферограми: Це включає ряд обчислювальних процесів для виділення корисної інформації з інтерферограм, представлених на рисунку 4.11.

<p>4а- Відняття фону: Інтерферограма може містити небажаний фоновий сигнал або шум, який потрібно видалити. Це може бути досягнуто шляхом віднімання загального фонового рівня від інтерферограми.</p> <pre> import numpy as np import matplotlib.pyplot as plt # Завантаження інтерферограми (припустимо, що вона збережена у форматі NumPy) interferogram = np.load('interferogram.npy') # Визначення фонового рівня (наприклад, середнє значення пікселів) background_level = np.mean(interferogram) # Відняття фонового рівня interferogram_without_backgroun d = interferogram - background_level # Відобразіть результати plt.figure(figsize=(12, 6)) plt.subplot(1, 2, 1) plt.imshow(interferogram, cmap='viridis') plt.title('Оригінальна інтерферограма') plt.subplot(1, 2, 2) plt.imshow(interferogram_withou t_background, cmap='viridis') plt.title('Інтерферограма після відняття фону') plt.show() </pre>	<p>4б- Корекція фази: Фаза інтерферограми містить інформацію про тривимірну структуру об'єкта. Проте, вона може бути зсунутою чи неоднорідною. Для відновлення правильної фазової інформації застосовуються різні алгоритми корекції фази.</p> <pre> # Визначення градієнта фази phase_gradient = np.gradient(interferogram) # Знаходження пікселів, що відповідають максимумам градієнта peaks, _ = find_peaks(phase_gradient, height=0) # Вирівнювання фази за допомогою інтерполяції x = np.arange(len(interferogram)) f = interp1d(peaks, interferogram[peaks], kind='linear', fill_value='extrapolate') corrected_phase = interferogram - f(x) # Відобразіть результати plt.figure(figsize=(12, 6)) plt.subplot(1, 2, 1) plt.plot(interferogram) plt.title('Оригінальна фаза') plt.subplot(1, 2, 2) plt.plot(corrected_phase) plt.title('Вирівняна фаза') plt.show() </pre>
---	--

Рисунок 4.11 - Обробка інтерферограми: основні програмні кроки обробки інтерферограм

4вВідновлення амплітуди: Інтерферограми також містять інформацію про амплітуду розсіяного світла. Проте, ця інформація може бути спотвореною або затертою. Застосування методів відновлення амплітуди дозволяє відновити правильну амплітудну інформацію.

```
# Визначення амплітудного спектру за допомогою швидкого перетворення Фур'є
amplitude_spectrum = np.abs(fft2(interferogram))

# Відновлення амплітуди за допомогою оберненого швидкого перетворення Фур'є
restored_amplitude = np.abs(iff2(amplitude_spectrum))

# Відобразити результати
plt.figure(figsize=(12, 6))

plt.subplot(1, 2, 1)
plt.imshow(interferogram, cmap='viridis')
plt.title('Оригінальна інтерферограма')

plt.subplot(1, 2, 2)
plt.imshow(restored_amplitude, cmap='viridis')
plt.title('Відновлена амплітуда')

plt.show()
```

4гФільтрація інтерферограм: Інтерферограми можуть містити шуми або артефакти, які потрібно видалити. Застосування різних фільтрів, таких як медіанний фільтр або фільтр Гаусса, може допомогти покращити якість інтерферограми.

```
from scipy.ndimage import median_filter
from scipy.ndimage import gaussian_filter

# Застосування медіанного фільтру для зменшення шуму
median_filtered_interferogram = median_filter(interferogram, size=3)

— 4 д Фільтрація інтерферограми за допомогою фільтра Гаусса
# Застосування фільтру Гаусса для зменшення шуму (змінити параметри за потреби)
gaussian_filtered_interferogram = gaussian_filter(interferogram, sigma=1)

# Відобразити результати
plt.figure(figsize=(12, 6))
plt.subplot(1, 3, 1)
plt.imshow(interferogram, cmap='viridis')
plt.title('Оригінальна інтерферограма')
plt.subplot(1, 3, 2)
plt.imshow(median_filtered_interferogram, cmap='viridis')
plt.title('Медіанний фільтр')
plt.subplot(1, 3, 3)
plt.imshow(gaussian_filtered_interferogram, cmap='viridis')
plt.title('Фільтр Гаусса')plt.show()
```

Рисунок 4.11, аркуш 2

Реконструкція тривимірного зображення: Після обробки інтерферограми і отримання правильної фази, амплітуди та інших параметрів, можна перейти до реконструкції тривимірного зображення об'єкта.

5а. Реконструкція тривимірного зображення. Це може бути досягнуто шляхом використання алгоритмів обертання та реконструкції (рисунок 4.12), які використовують отримані дані для створення тривимірного зображення.

```

from mpl_toolkits.mplot3d import Axes3D

# Завантаження оброблених даних, таких як фаза
phase_data = np.load('phase_data.npy') # Припустимо, що
це отримано після обробки інтерферограм

# Параметри об'єкта та зображення
object_size = (100, 100, 100) # Розміри об'єкта у
просторі
pixel_size = 1.0 # Розмір пікселя у метрах

# Генерація тривимірного об'єкта (припустимо, що об'єкт
є сферою)
x, y, z = np.meshgrid(np.arange(object_size[0]),
np.arange(object_size[1]), np.arange(object_size[2]))
object_3d = np.sqrt((x - object_size[0] // 2)**2 + (y -
object_size[1] // 2)**2 + (z - object_size[2] // 2)**2)

# Реконструкція тривимірного зображення з використанням
отриманих фазових даних
reconstructed_3d = object_3d * np.exp(1j * phase_data)
5б. Відображення отриманих результатів у тривимірному просторі
# Відобразіть результати у тривимірному просторі
fig = plt.figure(figsize=(10, 8))
ax = fig.add_subplot(111, projection='3d')

ax.voxels(reconstructed_3d.real, edgecolor='k',
facecolors='blue', alpha=0.7)
ax.set_xlabel('X')
ax.set_ylabel('Y')
ax.set_zlabel('Z')
ax.set_title('Реконструкція тривимірного зображення')
plt.show()

```

Рисунок 4.12 – Програма реконструкції тривимірного зображення

Важливо зауважити, що процес обробки інтерферограм може бути досить складним та вимагати високої обчислювальної потужності.

Застосовуються різноманітні алгоритми та методи для досягнення належної якості та достовірності тривимірних зображень.

#### 4.2.2 Комп'ютерна обробка інтерферограм

На малюнку представлена інтерферограма, отримана за допомогою комп'ютерної голографії у форматі BMP (8 біт), з виділеною для обробки областю. У цьому випадку в якості фазового мікрооб'єкта виступають еритроцити людини в складі повної крові, нанесеної на стандартне предметне скло для мікропрепаратів, а в виділеній області інтересу знаходиться окрема клітина.

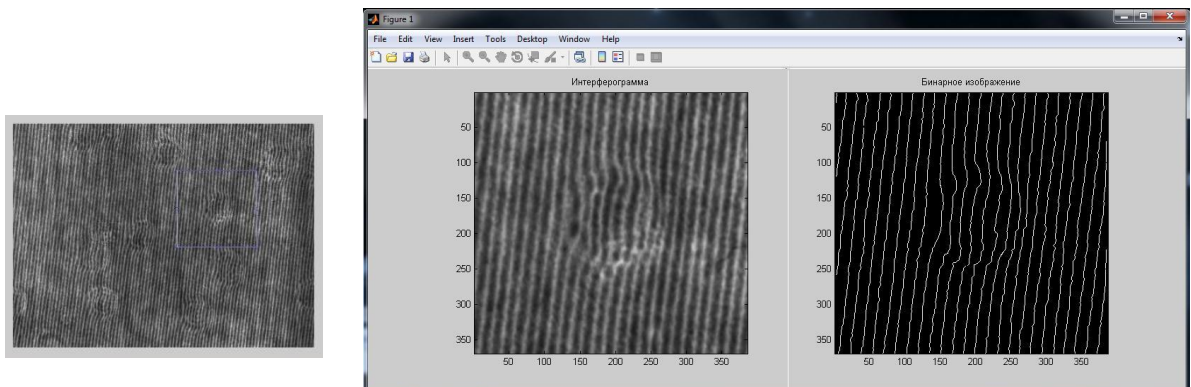


Рисунок 4.13 - Интерферограма еритроцита та її бінарне зображення

Наступним етапом комп'ютерної обробки є пошук локальних максимумів інтенсивності на зображенні, які відповідають центрам світлих інтерференційних смуг. Це є необхідною та достатньою інформацією для визначення величини відхилення інтерференційних смуг відносно початкового положення та, відповідно до розрахунку товщини мікрооб'єкта.

```

import numpy as np
from scipy.ndimage import maximum_filter
import matplotlib.pyplot as plt
from matplotlib import cm

# Завантаження зображення (припустимо, що воно
# збережено у форматі NumPy)
image = np.load('your_image.npy')

# Застосування максимального фільтра для знаходження
# локальних максимумів
local_maxima = maximum_filter(image, size=3) == image

# Відобразить результати
plt.figure(figsize=(12, 6))

plt.subplot(1, 2, 1)
plt.imshow(image, cmap='viridis')
plt.title('Зображення')

plt.subplot(1, 2, 2)
plt.imshow(local_maxima, cmap=cm.gray)
plt.title('Локальні максимуми')
plt.show()

```

Рисунок 4.14 - Фрагмент програми розрахунку товщини мікрооб'єкта

Після визначення положення центрів світлих інтерференційних смуг інтерферограма перетворюється в бінарне зображення — цифрове растрове зображення, де кожен піксель представлений одним із двох можливих кольорів.

Знайденим локальним максимумам інтенсивності присвоюється значення «1» (білий), а іншим пікселям — «0» (чорний), або «255» і «0», відповідно, залежно від обраного формату подання зображення.

```

import numpy as np
import matplotlib.pyplot as plt
from scipy.ndimage import gaussian_filter
from skimage.filters import threshold_otsu
from skimage import img_as_ubyte

# Завантаження інтерферограми (припустимо, що вона
# збережена у форматі NumPy)
interferogram = np.load('interferogram.npy')

# Застосування гаусового фільтру для зменшення шуму
# (потрібно експериментувати з параметрами)
filtered_interferogram = gaussian_filter(interferogram,
                                         sigma=1)

# Визначення порогу за допомогою методу Оцу
thresh = threshold_otsu(filtered_interferogram)

# Бінаризація зображення
binary_image = (filtered_interferogram >=
                thresh).astype(np.uint8) * 255

# Відобразіть результати
plt.figure(figsize=(12, 6))

plt.subplot(1, 3, 1)
plt.imshow(interferogram, cmap='viridis')
plt.title('Оригінальна інтерферограма')

plt.subplot(1, 3, 2)
plt.imshow(filtered_interferogram, cmap='viridis')
plt.title('Гаусовий фільтр')

plt.subplot(1, 3, 3)
plt.imshow(binary_image, cmap='gray')
plt.title('Бінарне зображення')
plt.show()

```

Рисунок 4.15 – Застосування Гаусового фільтра для обробки інтерферограм

На рисунку 4.13 представлений вибраний для обробки фрагмент інтерферограми (зліва) і відповідне йому бінарне зображення (справа).

На наступному рисунку 4.16 можна побачити збільшений фрагмент інтерферограми розміром  $5 \times 5$  пікселів, що містить частину світлої інтерференційної полоси, і відповідне йому бінарне зображення. Для кожного окремого пікселя вказано значення яскравості в діапазоні від 0 до 255.

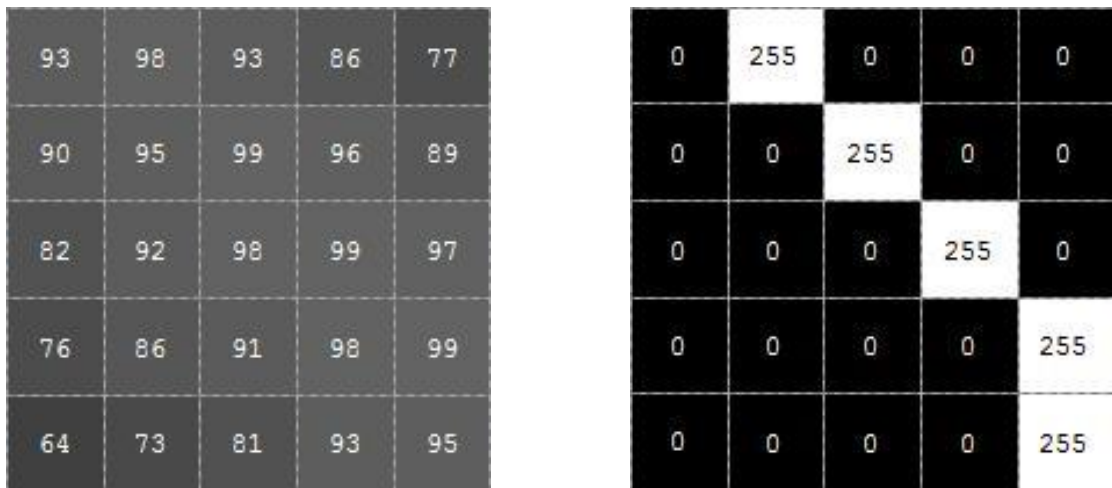


Рисунок 4.16 - Локальні максимуми інтенсивності

Локальні максимуми інтенсивності, які відповідають центрам інтерференційних смуг, у такому зображенні формують відносно довгі ланцюги прилягаючих пікселів. Точки випадкових локальних максимумів, які виникають внаслідок когерентного шуму, спекл-структури лазерного випромінювання чи інших причин, утворюють значно коротші ланцюги або, за більш точного налаштування алгоритму пошуку, не утворюють їх взагалі. Це дозволяє визначити просторові положення інтерференційних смуг та усунути вплив шуму. Після цього в масиві бінарного зображення виконується сплайн-інтерполяція кривих, що складаються з ланцюгів, сформованих локальними максимумами інтенсивності, і обчислення відхилень інтерференційних смуг відносно їхнього початкового положення.

```

import numpy as np

import matplotlib.pyplot as plt
from scipy.interpolate import splprep, splev
# Знайдіть координати локальних максимумів
y, x = np.where(binary_image == 255)
# Виконайте сплайн-інтерполяцію
tck, u = splprep([x, y], s=0, per=False)
# Згладьте криві
u_new = np.linspace(u.min(), u.max(), 1000)
x_new, y_new = splev(u_new, tck, der=0)
# Відобразіть результати
plt.figure(figsize=(8, 8))
# Відобразіть бінарне зображення
plt.imshow(binary_image, cmap='gray', extent=(0,
binary_image.shape[1], binary_image.shape[0], 0))
# Відобразіть лінії сплайн-інтерполяції
plt.plot(x_new, y_new, 'r-', label='Сплайн-інтерполяція')
# Відобразіть локальні максимуми
plt.scatter(x, y, color='blue', label='Локальні максимуми')
plt.legend()
plt.title('Сплайн-інтерполяція локальних максимумів')
plt.show()

```

Рисунок 4.17 - Сплайн-інтерполяція кривих з метою усунення шуму

Отримуємо інтерферограму з відхиленнями інтерференційних смуг на  
рисунок 4.18:

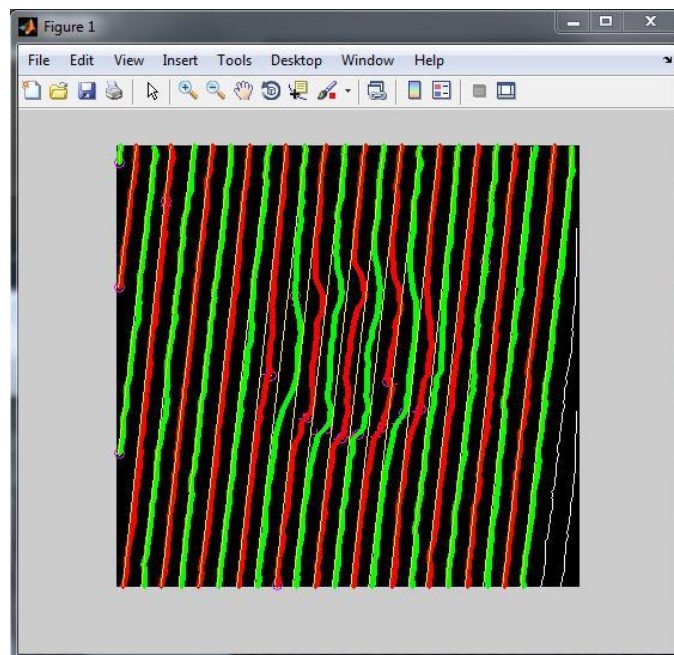


Рисунок 4.18 – Інтерферограма з відхиленням інтерференційних смуг

На основі отриманих значень відхилення інтерференційних смуг, значень періоду інтерференційної картини, показників преломлення мікрооб'єкта та оточуючого середовища, довжини хвилі використаного випромінювання розраховуються значення фізичної товщини мікрооб'єкта за формулою:

$$t(x, y) = \frac{\lambda h(x', y')}{T \Delta n} . \quad (4.1.)$$

Кожній точці з координатами  $(x, y)$  в двовимірному просторі початкового зображення призначається відповідне значення координати  $z$ . Формується простір тривимірної моделі, після чого виконується побудова поверхні мікрооб'єкта за допомогою стандартних функцій та алгоритмів тривимірної візуалізації в програмному пакеті MATLAB.

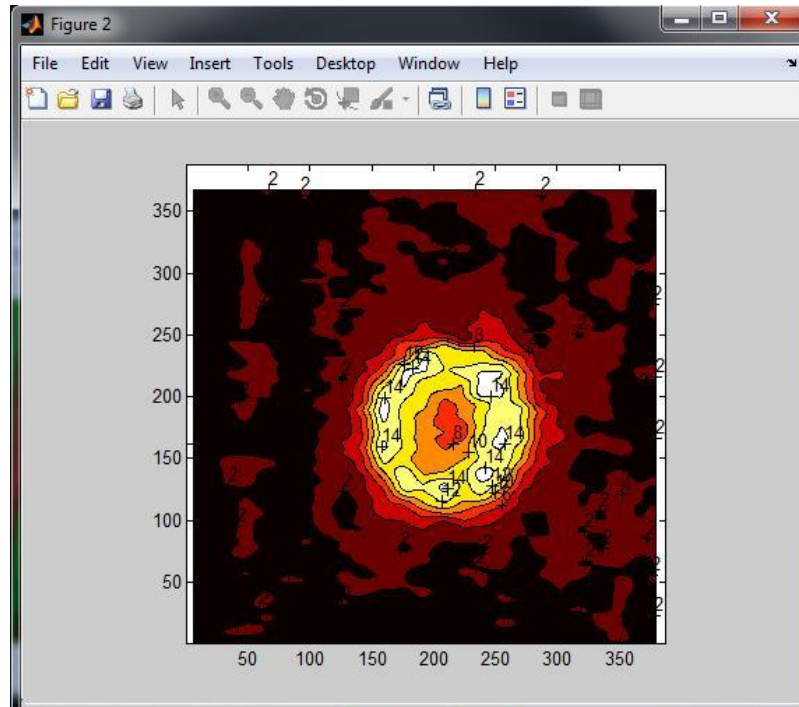


Рисунок 4.19 - Візуалізація товщини мікрооб'єкта

На рисунку 4.19 представлена контурна карта товщини мікроб'єкта, розрахована на основі інтерферограми.

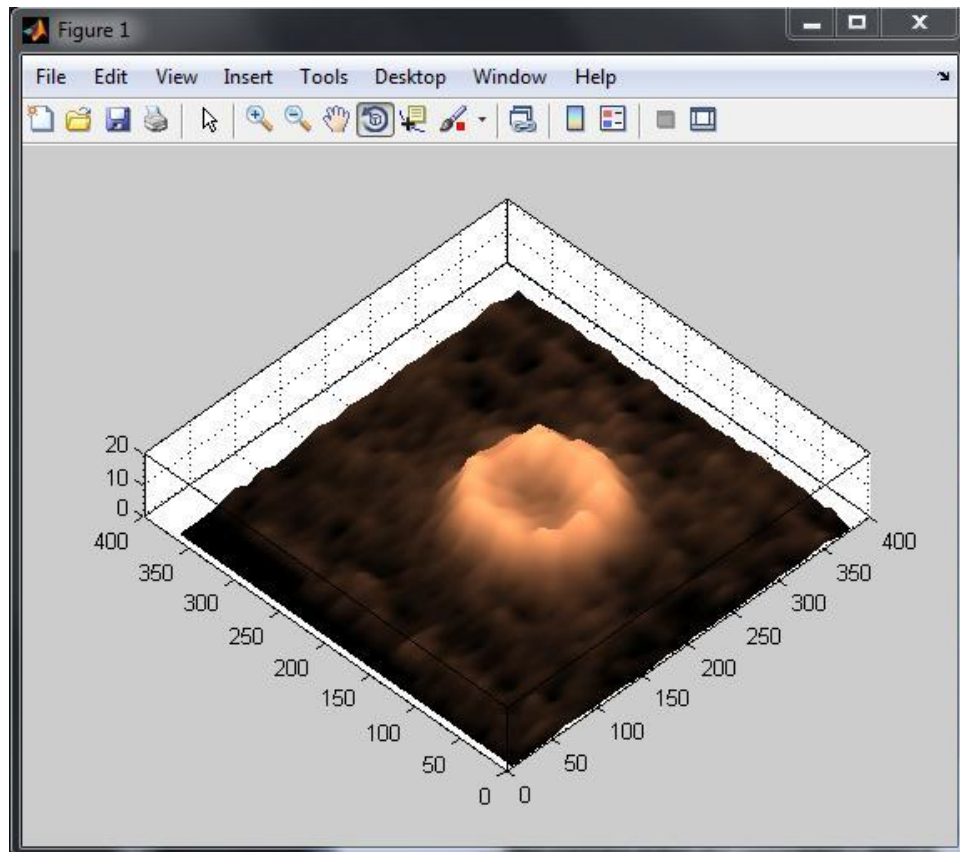


Рисунок 4.19 - Тривимірне зображення еритроцита

На рисунку 4.19 побудована на основі результатів розрахунку тривимірне зображення поверхні мікроб'єкта (окремий еритроцит двовігнутої форми).

При необхідності виконується розрахунок додаткових морфологічних параметрів мікроб'єкта занесенням результатів у окремий текстовий файл. Зокрема, для таких об'єктів, як еритроцити, розраховується коефіцієнт сферичності. Варто підкреслити, що в наведеному вище прикладі комп'ютерної обробки інтерферограми кількість інтерференційних смуг, що припадає на одиницю лінійного розміру об'єкта, було свідомо знижено для

зручності візуального представлення. Враховуючи ці етапи, можна стверджувати, що отримання і обробка інтерферограм є важливою частиною процесу створення тривимірних зображень за допомогою ЦГМ. Цей процес дозволяє отримати інформацію про тривимірну структуру об'єкта та візуалізувати її з високою роздільною здатністю. Отримані тривимірні зображення можуть бути використані в різних дослідженнях і застосуваннях, включаючи медицину та аерокосмічну галузь.

#### 4.3 Переваги та виклики використання тривимірних зображень мікрооб'єктів у медичних інформаційних системах

На перший погляд, тривимірні зображення надають лікарям більше деталей та контексту структурам, допомагаючи краще розуміти конкретні області. Це може бути особливо корисно в мікрохірургії, де точність має велике значення.



Рисунок 4.20 – Переваги ЦГМ в МІС

Ще однією важливою перевагою є можливість віртуального планування операцій та навчання на віртуальних моделях. Це дозволяє лікарям ефективно готуватися до операцій, тестувати різні сценарії та покращувати свої навички.

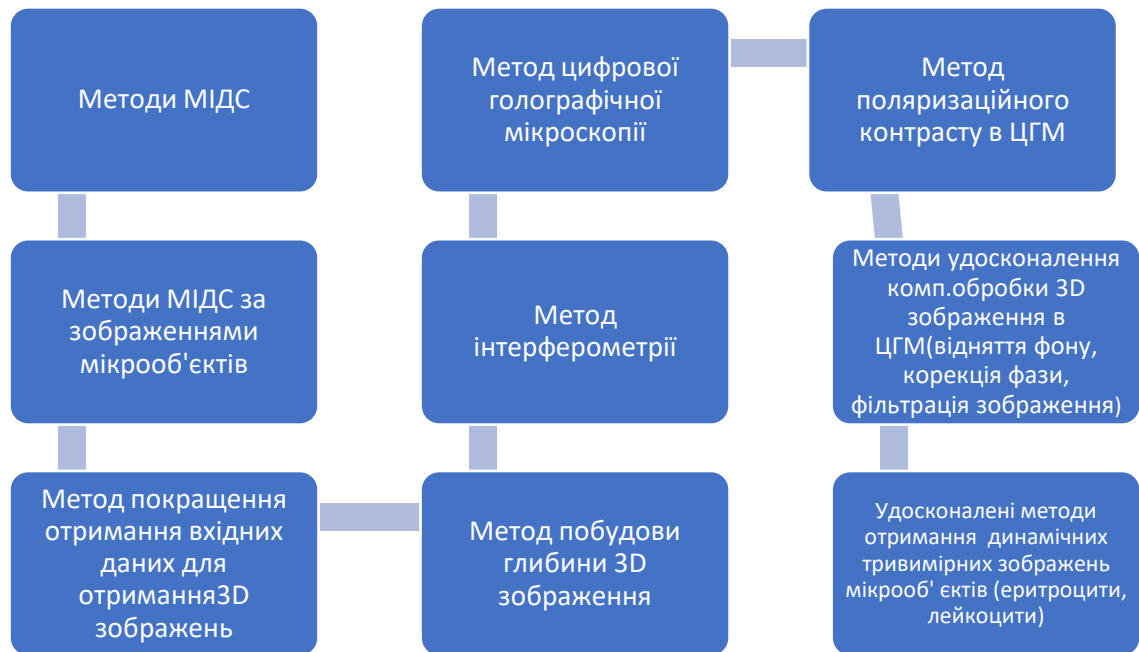


Рисунок 4.21 - Удосконалений метод інтерферометрії (метод цифрової голографічної мікроскопії та комп'ютерної обробки поляризаційного контрасту) для реалізації технології побудови тривимірних зображень

Також, тривимірні дані та удосконалений метод інтерферометрії (рисунок 4.21) можуть підвищити точність діагностики та сприяти ранньому виявленню проблем. Це може бути важливим у галузі імунології, де детальне вивчення клітин може допомогти виявити захворювання.

Переваги використання ЦГМ для побудови тривимірних зображень мікрооб'єктів представлені в таблиці 4.3.

Таблиця 4.3 – Переваги використання ЦГМ тривимірних зображень мікрооб'єктів в МІДС

ЦГМ тривимірних зображень мікрооб'єктів в МІДС	
<p>Переваги:</p> <p>1. Детальність інформації, Точність діагностики, інформація про форму, розмір, густину та оптичні властивості об'єктів</p>	<p>Тривимірні зображення забезпечують більш повну та детальну інформацію про структуру об'єктів, що дозволяє лікарям більш точно виявляти та аналізувати патологічні зміни</p>
<p>2.Роздільна здатність</p>	<p>Тривимірні зображення мають високу роздільну здатність, що дозволяє лікарям побачити навіть найменші деталі та зміни у структурі об'єктів</p>
<p>3. Багатоаспектна аналітика</p> <p>Тривимірні динамічні зображення, що дають можливість аналізувати дані в режимі реального часу</p>	<p>Тривимірні зображення надають можливість аналізувати об'єкти з різних кутів та планів, що поліпшує діагностичні можливості та допомагає у плануванні хірургічних процедур</p>
<p>4. Візуалізація та сприйняття даних</p>	<p>Тривимірні зображення надають лікарям можливість візуалізувати та сприймати дані у тривимірному форматі, що поліпшує їх розуміння та аналіз.</p>
<p>5.Безпека для пацієнта</p>	<p>Безпечність для пацієнтів, неінвазійність, безконтактність, без фарбування діагностичного матеріалу</p>
<p>6. Підтримка прийняття рішень</p>	<p>Тривимірні зображення надають більш об'єктивну та доказову основу для прийняття рішень щодо діагностики та лікування, що може покращити результати лікарської практики.</p>
<p>7. Моніторинг ефективності лікування</p>	<p>Змінні дані та динамічність зображень дозволяє корегувати лікування в залежності від поточної діагностики</p>

Штучний інтелект і машинне навчання можна використовувати для покращення 3D-зображень і розпізнавання 3D-об'єктів. Одним із найцікавіших застосувань глибокого навчання є розпізнавання тривимірних об'єктів у кількох ракурсах, яке стало однією з найбільш ретельно досліджуваних тем. Розпізнавання тривимірних об'єктів у кількох ракурсах вимагає захоплення характеристик об'єкта з кількох точок зору та їх об'єднання для підвищення точності розпізнавання. Було помічено, що види з кількох точок огляду можуть доповнювати детальні характеристики об'єкта один одного, і що нейронна мережа з кількома видами (MVCNN) призвела до швидкого розвитку методів розпізнавання 3D-об'єктів, заснованих на техніці багаторакурсного використання глибоких методи навчання. Злиття ознак також стало центром досліджень у цій галузі. Щоб підвищити точність розпізнавання, штучний інтелект і машинне навчання можуть бути використані для використання досягнень CNN і дескрипторів зображень, а також для використання успішних розширених мереж класифікації як магістральної мережі для розпізнавання 3D-об'єктів у кількох ракурсах. Методи, засновані на перегляді, також можуть безпосередньо використовувати розширену мережу класифікації, навчену широкомасштабними 2D загальнодоступними наборами даних (такими як ImageNet) як магістральну мережу для задачі розпізнавання 3D-об'єктів. Крім того, точне налаштування деталей проекції 3D-моделі також може підвищити якість 3D-зображень. Приклади наборів даних, задіяних у цих експериментах, включають ModelNet40/10, ShapeNetCore, RGB-D і MIRO, при цьому більшість методів використовують ModelNet40/10 для класифікації та пошуку. Продуктивність різних мереж, досягнута за допомогою набору даних ModelNet40/10, була класифікована та узагальнена. Зрозуміло, що штучний інтелект і машинне навчання можуть бути використані для покращення розпізнавання 3D-об'єктів на основі методів кількох ракурсів, з використанням різних налаштувань точок огляду та режимів введення, а також

стратегій вилучення функцій і об'єднання, що зводить складні завдання 3D-класифікації до прості завдання 2D класифікації

Проте існують і виклики. Обробка та зберігання тривимірних даних вимагають значних ресурсів, а співробітництво та стандартизація є важливими аспектами для забезпечення ефективного обміну даними між різними медичними системами.

Загалом тривимірна візуалізація в мікроскопії залишається дуже перспективною галуззю розвитку медичних інформаційних систем.

Наше дослідження представлено і апробовано на 2 міжнародних конференціях, результати доповідей відображені у публікаціях [71], [72].

Питання приватності та безпеки також є актуальними, оскільки тривимірні зображення можуть містити чутливі дані. Необхідно вживати ефективні заходи безпеки для захисту конфіденційності медичної інформації.

Нарешті, вартість та доступність технологій можуть бути викликом, особливо для медичних установ із обмеженими фінансовими ресурсами. Однак з правильним налаштуванням бюджету та розробкою бюджетних технологічних рішень можливо зменшити цей виклик.

## ВИСНОВКИ

Тривимірні зображення мікрооб'єктів грають важливу роль у наукових дослідженнях. Вони використовуються у біології та медицині для вивчення морфології тканин, виявлення патологічних змін та проведення експериментів для розробки нових лікарських препаратів та методів лікування. Наприклад, тривимірні зображення мікрооб'єктів дозволяють дослідникам вивчати архітектуру клітин, виявляти зміни у структурі ДНК та білків, аналізувати інтеракції між молекулами та досліджувати механізми розвитку захворювань.

Використання тривимірних зображень мікрооб'єктів у медичних інформаційних системах також має свої переваги. Ці зображення дозволяють зберігати та передавати детальну інформацію про об'єкти у тривимірному форматі, що поліпшує сприйняття та аналіз даних лікарями. Крім того, тривимірні зображення дозволяють використовувати різні методи візуалізації та обробки даних, що допомагає виявляти та аналізувати складні структури, зміни у формі та розташуванні об'єктів, такі зображення необхідні в МІДС для точної діагностики.

Однак використання тривимірних зображень мікрооб'єктів у медичних інформаційних системах також вносить деякі виклики. Одним з них є обробка та аналіз великого обсягу даних, який супроводжує тривимірні зображення. Обробка цих зображень може вимагати потужних обчислювальних ресурсів та спеціалізованого програмного забезпечення. Крім того, інтеграція тривимірних зображень у медичні інформаційні системи вимагає стандартизації та розробки спеціальних протоколів передачі та зберігання даних.

Узагальнюючи, тривимірні зображення мікрооб'єктів мають великий потенціал у медичних інформаційних системах, оскільки вони забезпечують детальну та об'єктивну інформацію про структуру та форму об'єктів. Вони поліпшують можливості діагностики, планування хірургічних процедур та

проведення наукових досліджень. Однак використання тривимірних зображень також вимагає вирішення технічних та організаційних викликів, пов'язаних з Обробкою даних, стандартизацією та інтеграцією з існуючими медичними інформаційними системами.

Щодо переваг використання тривимірних зображень мікрооб'єктів у медичних інформаційних системах, вони включають:

- детальність інформації. Тривимірні зображення забезпечують більш повну та детальну інформацію про структуру об'єктів, що дозволяє лікарям більш точно виявляти та аналізувати патологічні зміни;

- роздільна здатність. Тривимірні зображення мають високу роздільну здатність, що дозволяє лікарям побачити навіть найменші деталі та зміни у структурі об'єктів;

- багатоаспектна аналітика. Тривимірні зображення надають можливість аналізувати об'єкти з різних кутів та планів, що поліпшує діагностичні можливості та допомагає у плануванні хірургічних процедур;

- візуалізація та сприйняття даних. Тривимірні зображення надають лікарям можливість візуалізувати та сприймати дані у тривимірному форматі, що поліпшує їх розуміння та аналіз;

- підтримка прийняття рішень. Тривимірні зображення надають більш об'єктивну та доказову основу для прийняття рішень щодо діагностики та лікування, що може покращити результати лікарської практики.

Наукова новизна роботи в тому, що удосконалено метод побудови 3D зображень мікрооб'єктів шляхом включення поляризаційного контрасту в метод інтерферометрії та подальшої комп'ютерної обробки інтерферограм, тим самим покращені методи 3D-візуалізації в мікроскопії на прикладі мікрооб'єктів - клітин крові (еритроцити, лімфоцити), експериментально перевірені отримані результати вирішення задачі покращення глибини зображення для автоматизованої діагностики захворювань

Практичні результати В результаті розробки та удосконалення методу інтерферометрії покращується 3D зображення мікрооб'єктів (еритроцитів,

лімфоцитів), що спрощує діагностику захворювань, моніторинг стану здоров'я пацієнтів, підвищує ефективність лікування

Проте, використання тривимірних зображень мікрооб'єктів у медичних інформаційних системах також стикається з викликами, такими як:

1. Обробка великого обсягу даних: Тривимірні зображення мікрооб'єктів можуть займати значну кількість пам'яті та вимагати потужних обчислювальних ресурсів для їх обробки та аналізу.

2. Стандартизація: Існує потреба у стандартизації форматів та протоколів передачі тривимірних зображень, щоб забезпечити сумісність та обмін даними між різними медичними інформаційними системами.

3. Безпека та конфіденційність: Зберігання та передача тривимірних зображень мікрооб'єктів пов'язані з питаннями щодо безпеки та конфіденційності медичних даних, оскільки ці зображення можуть містити особисту та конфіденційну інформацію.

4. Навчання та навчання моделей: Для ефективного використання тривимірних зображень мікрооб'єктів необхідно розробляти та навчати моделі машинного навчання, які зможуть аналізувати ці зображення та витягувати корисну інформацію. Це може вимагати значних зусиль у зборі, анотуванні та підготовці тренувальних даних.

Перспективи дослідження. Незважаючи на ці виклики, використання тривимірних зображень мікрооб'єктів у медичних інформаційних системах має великий потенціал для покращення діагностики, лікування та моніторингу пацієнтів. Це може сприяти ранньому виявленню патологій, забезпечувати більш точну та індивідуалізовану медичну допомогу та покращувати результати лікування.

## ПЕРЕЛІК ДЖЕРЕЛ ПОСИЛАННЯ

1. Медичні інформаційні системи. URL: <https://ua-referat.com/uploaded/medichni-informacijni-sistemi/index1.html> (дата звернення 10.23.2023).
2. Kimball R., Caserta J. The Data Warehouse ETL Toolkit Practical Techniques for Extracting, Cleaning, Conforming, and Delivering Data. Indianapolis, Ind: Wiley, 2009. 52 с.
3. Дудка В. В. Переваги приватної медицини та вигоди держави у підтримці розвитку приватного сектора системи охорони здоров'я України Державне управління: удосконалення та розвиток. URL: [http://nbuv.gov.ua/UJRN/Duur\\_2012\\_1\\_4](http://nbuv.gov.ua/UJRN/Duur_2012_1_4) (дата звернення 16.10.2023).
4. Електронна система охорони здоров'я eHealth: те, що мають знати лікарі та пацієнти. URL: [www.umj.c104om.ua/uk/publikatsia-132874-elektronna-sistema-ohoroni-zdorov-ya-ehealth-te-shho-mayut-znati-likari-ta-patsiyenti](http://www.umj.c104om.ua/uk/publikatsia-132874-elektronna-sistema-ohoroni-zdorov-ya-ehealth-te-shho-mayut-znati-likari-ta-patsiyenti).
5. Мінцер О., Вороненко Ю., Бабінцева Л., Банчук М., Краснов В., Марценюк В., С. В. Денисенко С., Азархов О., Шуляцький І.. Концепція інформатизації охорони здоров'я України. no. 3, 2012. doi:10.11603/mie.1996-1960.2012.3.191
6. Malachynska M. J. Medical Informatics and Engineering. 2015. №. 4. doi:10.11603/mie.1996-1960.2015.4.5472
7. Прасоленко О. В., Ткаченко І. О. Основи теорії систем і системний аналіз. Харків: ХНУМГ ім. О. М. Бекетова, 2018. 88 с.
8. Методичні вказівки до передатестаційної практики для студентів усіх форм навчання спеціальності 122 – Комп'ютерні науки, освітньо-професійної програми "Інформаційні управляючі системи та технології" / Упоряд.: Чалий С.Ф., Євланов М. В., Чала О. В. – Харків: ХНУРЕ, 2021
9. ДСТУ 3008:2015. Інформація та документація. Звіти у сфері науки і техніки. Структура і правила оформлювання. – Чинний від 22.06.2015. – Київ:

ДП «УкрНДНЦ», 2016. – 31 с.

10. ДСТУ 8302:2015. Інформація та документація. Бібліографічні посилання. Загальні положення та правила складання. – Чинний від 04.03.2016. – Київ: ДП «УкрНДНЦ», 2016. – 20 с.

11. Hong S., Jang J., Javidi B. *Optics Express*. (n.d.) дата звернення November 1, 2023 URL: [opg.optica.org/abstract.cfm?uri=OE-12-3-483](http://opg.optica.org/abstract.cfm?uri=OE-12-3-483)

12. Son J., Javidi B. *Journal of Display Technology*. (n.d.) дата звернення November 1, 2023 URL: [opg.optica.org/abstract.cfm?uri=jdt-1-1-125](http://opg.optica.org/abstract.cfm?uri=jdt-1-1-125)

13. Xiao X., Javidi B., Martinez-Corral M., Stern A. *Applied Optics*. (n.d.) дата звернення November 1, 2023 URL: [opg.optica.org/abstract.cfm?uri=ao-52-4-546](http://opg.optica.org/abstract.cfm?uri=ao-52-4-546)

14. Bazylewski P., Ezugwu, S., Fanchini, G. *Applied Sciences | Free Full-Text | A Review of Three-Dimensional Scanning Near-Field Optical Microscopy (3D-SNOM) and Its Applications in Nanoscale Light Management*. (n.d.) дата звернення November 1, 2023 URL: [www.mdpi.com/2076-3417/7/10/973](http://www.mdpi.com/2076-3417/7/10/973)

15. Sun M., Edgar M., Gibson G., Sun B. *Single-pixel three-dimensional imaging with time-based depth resolution*. (n.d.) дата звернення November 1, 2023 URL: [www.nature.com/articles/ncomms12010](http://www.nature.com/articles/ncomms12010)

16. Martelli N., Serrano C., van den Brink H., Pineau J. *Innovation Advantages and disadvantages of 3-dimensional printing in surgery: A systematic review*. (n.d.) дата звернення November 1, 2023 URL: [www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0039606015010557](http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0039606015010557)

17. McNally J., Karpova T., Cooper J., Conchello J. *Regular Article Three-Dimensional Imaging by Deconvolution Microscopy*. (n.d.) дата звернення November 1, 2023 URL: від [www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1046202399908733](http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1046202399908733)

18. Iyer N., Jayanti S., Lou K., Kalyanaraman Y. *Three-dimensional shape searching: state-of-the-art review and future trends*. (n.d.) дата звернення November 1, 2023 URL: [www.sciencedirect.com/science/article/pii/S001044850400140X](http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S001044850400140X)

19. Planchon T., Gao L., Milkie D., Davidson M. Rapid three-dimensional isotropic imaging of living cells using Bessel beam plane illumination. (n.d.) дата звернення November 1, 2023 URL: [www.nature.com/articles/nmeth.1586](http://www.nature.com/articles/nmeth.1586)
20. Lane C., Harrell Jr, W. Techno bytes Completing the 3-dimensional picture. (n.d.) дата звернення November 1, 2023 URL: [www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0889540607013169](http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0889540607013169)
21. Tzou C., Artner N., Pona I., Hold A., Placheta E. Comparison of three-dimensional surface-imaging systems - ScienceDirect. (n.d.) дата звернення November 1, 2023 URL: [www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1748681514000047](http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1748681514000047)
22. Mohan R., Singh A., Gundappa M. Three-dimensional imaging in periodontal diagnosis – Utilization of cone beam computed tomography: Journal of Indian Society of Periodontology. (n.d.) дата звернення November 1, 2023 URL: [journals.lww.com](http://journals.lww.com)
23. Zehnder L. Ein neuer Interferenzrefraktur / Ludwig Zehnder. Zeitschrift für Instrumentenkunde. 1891. 11. P. 275–285.
24. Mach L. Über einen Interferenzfractur / Ludwig Mach. Zeitschrift für Instrumentenkunde. 1892. 12. P. 89–93.
25. Sagnac G. Sur la preuve de la réalité de l'éther lumineux par l'expérience de l'interférographe tournant. Comptes Rendus. 1913. V. 157. P. 1410–1413.
26. Dyson J. An Interferometer Microscope. Proc. of the Royal Society of London. Series A: Mathematical and Physical Sciences. 1950. V. 204 (1077). P. 170–187.
27. Wolter H. Schlieren-, Phasenkontrast- und Lichtschnittverfahren / Fundamentals of Optics. Handbuch der Physik. – Ed. by S. Flugge. Berlin: Springer-Verlag, 1956. V. 24. P. 555–645.
28. Nomarski G. Differential microinterferometer with polarized waves. J. Phys. Radium. 1955. V. 16, № 9. P. 9–13.
29. Hoffman R. Modulation contrast microscopy. Appl. Opt. 1975. V. 14 (5). P. 1169–1176.

30. Barer R. Interference microscopy and mass determination. *Nature*. 1952. V. 169 (4296). P. 366–367.
31. Davies H. G. Interference microscopy and mass determination. *Nature*. 1952. V. 169 (4300). P. 541.
32. Titar V.P., Tishko T.V., Tishko D.N., Nosov K.V. Digital holographic interference microscopy in the study of 3D morphology and functionality of human blood erythrocytes. *Laser Physics*. 2008. V. 18, № 4. P. 1–5.
33. Чалий С., Лещинський В. Метод можливісного оцінювання пояснення в системі штучного інтелекту. *Вісник Національного технічного університету «ХПІ»*. Серія: Системний аналіз, управління та інформаційні технології. 2023. №2 (10). с. 95–101. <https://doi.org/10.20998/2079-0023.2023.02.14>
34. Чалий С., Лещинський В., Лещинська І. Реляційно-темпоральна модель набору сутностей предметної області для процесу формування рішення в інтелектуальній інформаційній системі. *Вісник Національного технічного університету «ХПІ»*. Серія: Системний аналіз, управління та інформаційні технології. 2022. №1 (7). с.84–89. <https://doi.org/10.20998/2079-0023.2022.01.14>
35. Чалий С., Лещинський В., Лещинська І. Контрфактуальна темпоральна модель причинново-наслідкових зв'язків для побудови пояснень в інтелектуальних системах. *Вісник Національного технічного університету «ХПІ»*. Серія: Системний аналіз, управління та інформаційні технології. 2021. №2 (6). с.41–46. <https://doi.org/10.20998/2079-0023.2021.02.07>
36. Чалий С., Лещинський В. Можливісна модель каузального зв'язку по вхідній змінній для побудови пояснення в інтелектуальній системі. *Системи управління, навігації та зв'язку*. НУ «Полтавська політехніка імені Юрія Кондратюка». 2023. №3 (73). <https://doi.org/10.26906/SUNZ.2023.3/138> С.138-144.
37. Чалий С., Лещинський В., Лещинська І. Декларативно-темпоральний підхід для побудови пояснень в інтелектуальних системах. *Вісник Національного технічного університету «ХПІ»*. Серія: Системний аналіз,

управління та інформаційні технології. 2020. №2. с.41–46.  
<https://doi.org/10.20998/2079-0023.2020.02.09>

38. Levykin V., Chala, O. Method of Determining Weights of temporal Rules in Markov logic network for Building knowledge Base in Information Control systems. EUREKA: Physics and Engineering. 2018. №5. P.3-10.  
<https://doi.org/10.21303/2461-4262.2018.00713>

39. Chala O., Novikova L., Chernyshova L. Method for Detecting shilling attacks in E-commerce systems using weighted temporal rules. EUREKA: Physics and Engineering. 2019. №5, 29-36. <https://doi.org/10.21303/2461-4262.2019.00983>

40. Chala O. Logical-probablistic representation of causal dependencies between events in business process management. Сучасні інформаційні системи. НТУ «ХПІ». 2018. №2. Т2. С.40-44.

41. Levykin, Chala O. Method of automated construction and expansion of the knowledge base of the business process management system. EUREKA: Physics and Engineering. 2018. № 4. Pp. 29-35. doi: 10.21303/2461-4262.2018.00676.

42. Levykin V., Chala O. Development of a method for the probabilistic inference of sequences of a business process activity to support the business process management. Eastern-European Journal of Enterprise Technologies. 2018. №5 (95). Pp.16–24. doi: <https://doi.org/10.15587/1729-4061.2018.142664>

43. Marro A., Bandukwala T., Mak W. Three-Dimensional Printing and Medical Imaging: A Review of the Methods and Applications. (n.d.) дата звернення November 1, 2023 URL: [www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0363018815001127](http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0363018815001127)

44. Stytz M., Frieder G., Frieder O. Three-dimensional medical imaging: algorithms and computer systems. (n.d.) дата звернення November 1, 2023 URL: [dl.acm.org/doi/abs/10.1145/125137.125155](http://dl.acm.org/doi/abs/10.1145/125137.125155)

45. Mankovich N., Samson D., Pratt W., Lew D. Surgical Planning Using Three-Dimensional Imaging And Computer Modeling. (n.d.) дата звернення November 1, 2023 URL: [www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0030666520306149](http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0030666520306149)

46. Del Rey A., Pastora J., Sánchez G. 3D medical data security protection. (n.d.) дата звернення November 1, 2023 URL: [www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0957417416300240](http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0957417416300240)

47. Castiglione A., Pizzolante R., De Santis A. Cloud-based adaptive compression and secure management services for 3D healthcare data. (n.d.) дата звернення November 1, 2023 URL: [www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0167739X14001332](http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0167739X14001332)

48. Fourie Z., Damstra J., Gerrits P., Ren Y. Evaluation of anthropometric accuracy and reliability using different three-dimensional scanning systems. (n.d.) дата звернення November 1, 2023 URL: [www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0379073810004524](http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0379073810004524)

49. Bailo P., Gibelli F., Blandino A., Piccinini A. IJERPH | Free Full-Text | Telemedicine Applications in the Era of COVID-19: Telesurgery Issues. (n.d.) дата звернення November 1, 2023 URL: від [www.mdpi.com/1660-4601/19/1/323](http://www.mdpi.com/1660-4601/19/1/323)

50. Depeursinge A. Three-dimensional solid texture analysis in biomedical imaging: review and opportunities. (n.d.) дата звернення November 1, 2023 URL: [www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1361841513001497](http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1361841513001497)

51. Muraru D., Niero A., Rodriguez-Zanella H. Three-dimensional speckle-tracking echocardiography: benefits and limitations of integrating myocardial mechanics with three-dimensional imaging. (n.d.) дата звернення November 1, 2023 URL: [www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5835646/](http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5835646/)

52. Qi S., Ning X., Yang G., Zhang L., Long P., Cai W., Li W. Review of multi-view 3D object recognition methods based on deep learning. (n.d.) дата звернення November 1, 2023 URL: [www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0141938221000639](http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0141938221000639)

53. Udupa J. Three-dimensional visualization and analysis methodologies: a current perspective. (n.d.) дата звернення November 1, 2023 URL: [pubs.rsna.org/doi/abs/10.1148/radiographics.19.3.g99ma13783](http://pubs.rsna.org/doi/abs/10.1148/radiographics.19.3.g99ma13783)

54. Fenster A., Downey D. Three-dimensional ultrasound imaging. (n.d.) дата звернення November 1, 2023 URL:

[www.annualreviews.org/doi/abs/10.1146/annurev.bioeng.2.1.457](http://www.annualreviews.org/doi/abs/10.1146/annurev.bioeng.2.1.457)

55. Nelson T., Pretorius D. Three-dimensional ultrasound imaging. (n.d.) дата звернення November 1, 2023 URL: [www.sciencedirect.com/science/article/pii/S030156299800043X](http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S030156299800043X)

56. Vukicevic M., Mosadegh B., Min J., Little, S. Cardiac 3D printing and its future directions. URL: [www.jacc.org/doi/abs/10.1016/j.jcmg.2016.12.001](http://www.jacc.org/doi/abs/10.1016/j.jcmg.2016.12.001)

57. Okoshi T. Three-dimensional imaging techniques. (n.d.) дата звернення November 1, 2023 URL: [books.google.com](http://books.google.com)

58. Carlson W. Three-dimensional imaging of earth and planetary materials. URL: [www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0012821X0600447X](http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0012821X0600447X)

59. Javidi B., Moon I., Yeom S., Carapezza E. Three-dimensional imaging and recognition of microorganism using single-exposure on-line (SEOL) digital holography. (n.d.) дата звернення November 1, 2023 URL: [opg.optica.org/abstract.cfm?uri=OE-13-12-4492](http://opg.optica.org/abstract.cfm?uri=OE-13-12-4492)

60. Ertürk A., Becker K., Jährling N., Mauch C., Hojer C. Three-dimensional imaging of solvent-cleared organs using 3DISCO. (n.d.) дата звернення November 1, 2023 URL: [www.nature.com/articles/nprot.2012.119](http://www.nature.com/articles/nprot.2012.119)

61. Edelsbrunner H., Mücke E.P. Three-dimensional Alpha Shapes .1994(n.d.) дата звернення November 10, 2023 URL: <https://arxiv.org/abs/math/9410208>

62. Bernardini F. , Mittleman J. , Rushmeier H. , Silva C. , and Taubin G. The ball-pivoting algorithm for surface reconstruction. 1999. (n.d.) дата звернення November 30, 2023 URL: <http://The ball-pivoting algorithm for surface reconstruction>

63. Kazhdan M., Bolitho M., Hoppe H. Poisson Surface Reconstruction .2006.(n.d.) дата звернення November 10, 2023 URL: <https://www.cs.jhu.edu/~misha/MyPapers/SGP06>

64. Kim D., Ga W., Ahn P., Joo D., Chun S., Kim J. Global-Local Path Networks for Monocular Depth Estimation with Vertical CutDepth .2022.n.d.) дата звернення November 20, 2023 URL: <https://arxiv.org/abs/2201.07436>

65. Zhou Q., Park J., Koltun V. Open3D: A Modern Library for 3D Data Processing .2018. URL: <https://arxiv.org/abs/1801.09847>

66. Silberman N., Hoiem D., Kohli P., Fergus, Indoor Segmentation and Support Inference from RGBD Images . 2012. URL: [https://cs.nyu.edu/~silberman/papers/indoor\\_seg\\_support](https://cs.nyu.edu/~silberman/papers/indoor_seg_support)

67. Методичні вказівки до передатестаційної практики для студентів усіх форм навчання спеціальності 122 – Комп’ютерні науки, освітньо-професійної програми «Інформаційні управляючі системи та технології» / Упоряд.: Чалий С.Ф., Євланов М. В., Чала О. В. Харків: ХНУРЕ, 2021.

68. ДСТУ 3008:2015. Інформація та документація. Звіти у сфері науки і техніки. Структура і правила оформлювання. – Чинний від 22.06.2015. – Київ: ДП «УкрНДНЦ», 2016. – 31 с.

69. ДСТУ 8302:2015. Інформація та документація. Бібліографічні посилання. Загальні положення та правила складання. – Чинний від 04.03.2016. – Київ: ДП «УкрНДНЦ», 2016. – 20 с.

70. Документація PostgreSQL. URL: <http://www.postgresql.org/docs/current/interactive/>.

71. Титар О. Вдосконалення методу інтерферометрії в медичних інформаційних діагностичних системах. Збірка I Міжнародної науково-практична конференція «Current methods of improving outdated technologies and methods», 08–10 січня 2024 р., Більбао, Іспанія. = MATERIALS The I International Scientific and Practical Conference «Current methods of improving outdated technologies and methods» Bilbao, Spain. (January 08-10, 2024). Pp.456-461.

72. Титар О. Використання та покращення тривимірного зображення для медичних цілей. II Міжнародна науково-практична конференція «Advanced technologies for the implementation of new ideas», 09-12 січня 2024 р., Брюссель, Бельгія The 2 International scientific and practical conference «Advanced technologies for the implementation of new ideas» (January 09 - 12, 2024) Brussels, Belgium. International Science Group. 2024.Pp.320-326.