

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ
ДЕРЖАВНЕ НЕКОМЕРЦІЙНЕ ПІДПРИЄМСТВО «ДЕРЖАВНИЙ
УНІВЕРСИТЕТ
«КИЇВСЬКИЙ АВІАЦІЙНИЙ ІНСТИТУТ»
ФАКУЛЬТЕТ НАУК ПРО ЗДОРОВ'Я

Кафедра біомедичної інженерії та біомехатроніки

ДОПУСТИТИ ДО ЗАХИСТУ
Завідувач кафедри БІБМ
Валентина МОТРОНЕНКО
« ____ » _____ 202_ р.

КВАЛІФІКАЦІЙНА РОБОТА
ОС «МАГІСТР»
(ПОЯСНЮВАЛЬНА ЗАПИСКА)

ЗДОБУВАЧА ВИЩОЇ ОСВІТИ ОСВІТНЬОГО СТУПЕНЯ «МАГІСТР»

ОП «БІОМЕДИЧНА ІНЖЕНЕРІЯ»

Тема: Реконструкція тривимірних анатомічних структур на основі
рентгенівських та КТ- зображень

Виконавець: студент групи 2-го курсу групи М-163-24-1-БМ

Янчук Д.Є.

Керівник: Доцент Безкревний О.С.

Консультант розділу

«Охорона навколишнього середовища»: Черняк Л.М.

Консультант розділу

«Охорона праці»: Козлігін О.О.

Нормоконтролер: Архирей М.В.

**ДЕРЖАВНЕ НЕКОМЕРЦІЙНЕ ПІДПРИЄМСТВО «ДЕРЖАВНИЙ УНІВЕРСИТЕТ»
«КИЇВСЬКИЙ АВІАЦІЙНИЙ ІНСТИТУТ»**

Факультет наук про здоров'я

Кафедра біомедичної інженерії та біомехатроніки

Спеціальність: 163 «Біомедична інженерія»

Освітньо-професійна програма: Біомедична інженерія

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри БІБМ

Валентина МОТРОНЕНКО

«_____» _____ 202_ р.

ЗАВДАННЯ

на виконання кваліфікаційної роботи ОС «Магістр»

Янчуку Данилу Євгеновичу

(прізвище, ім'я, по батькові випускника в родовому відмінку)

1. Тема кваліфікаційної роботи:

«Реконструкція тривимірних анатомічних структур на основі
рентгенівських та КТ- зображень»

затверджена наказом ректора від «29» серпня 2025 р. №1586/ст

2. Термін виконання роботи : з 29.09.2025 по 31.12.2025

3. Вихідні дані до роботи : Вихідними даними для роботи є рентгенівські та комп'ютерно-томографічні (КТ) зображення різних анатомічних областей, отримані у форматі DICOM. Ці зображення є двовимірними (2D) наборами зрізів (аксіальних, сагітальних або корональних), які містять первинну інформацію про внутрішні структури організму. Додатково використовуються спеціалізовані програмні засоби та бібліотеки, такі як VTK та ІТК, що забезпечують функції обробки зображень, сегментації та тривимірної візуалізації. Ключовим вихідним елементом є також визначені методичні підходи та алгоритми для ефективної реконструкції та візуалізації складних анатомічних структур.

4. Зміст пояснювальної записки: Пояснювальна записка містить реферат, зміст, перелік умовних позначень, вступ, шість розділів присвячені дослідженню та реалізації методів тривимірної реконструкції анатомічних структур, які ґрунтуються на аналізі двовимірних рентгенівських та КТ-зображень у форматі DICOM, з метою створення точних 3D-моделей для подальшого медичного застосування, розділи присвячені охороні праці та охороні навколишнього середовища висновок, перелік використаних джерел

5. Перелік обов'язкового ілюстративного матеріалу (презентація):

1. Титульний слайд, 2. Мета кваліфікаційної роботи, 3. Завдання кваліфікаційної роботи,
4. Актуальність роботи, 5. Об'єкт дослідження, 6. Принципи формування рентгенівських зображень, 7. Принципи формування КТ-зображень, 8. Методи обробки зображень,

9. Огляд алгоритмів для обробки зображення, 10. Показники достовірності алгоритмів обробки зображення, 11. Показники достовірності алгоритмів обробки зображення, 12. Результати порівняльного аналізу алгоритмів, 13. Результати порівняльного аналізу алгоритмів, 14. Висновки

6. Календарний план-графік

| № з/п | Завдання | Термін виконання | Відмітка про виконання |
|-------|--|------------------|------------------------|
| 1 | Уточнення теми, мети, завдань, об'єкта та предмета | 29.09 – 01.10 | |
| 2 | Збір та опрацювання літературних джерел | 02.10 – 07.10 | |
| 3 | Написання Розділу 1 (огляд літератури, аналіз методів візуалізації) | 08.10 – 15.10 | |
| 4 | Написання Розділу 2 (методи дослідження, Marching Cubes, аналіз даних) | 16.10 – 21.10 | |
| 5 | Формування прикладів реконструкції та аналіз результатів | 22.10 – 27.10 | |
| 6 | Написання Розділу 3 (теоретичні дослідження, порівняння алгоритмів) | 28.10 – 05.11 | |
| 7 | Написання Розділу 4 (узгодження результатів, аналітичні висновки) | 06.11 – 10.11 | |
| 8 | Написання Розділу 5 «Охорона праці» | 12.11 – 18.11 | |
| 9 | Написання Розділу 6 «Охорона навколишнього середовища» | 20.11 – 25.11 | |
| 10 | Формування загального висновку, списку джерел, додатків | 25.11 – 26.11 | |
| 11 | Підготовка презентації до захисту | 26.11 – 28.11 | |
| 12 | Остаточне редагування та подання роботи керівнику | 28.11 – 29.11 | |

7. Консультація з окремих розділів:

| Назва розділу | Консультант (посада, П.І.Б.) | Дата, підпис | |
|------------------------------------|---------------------------------|----------------|------------------|
| | | Завдання видав | Завдання прийняв |
| «Охорона навколишнього середовища» | Черняк Л.М | | |
| «Охорона праці» | Козлітін О.О. | | |

8. Дата видачі завдання: «01» 09.2025 р.

Керівник кваліфікаційної роботи _____ Безкрєвний О.С.
(підпис керівника) (П.І.Б.)

Завдання прийняв до виконання _____ Янчук Д.Є.
(підпис випускника) (П.І.Б.)

РЕФЕРАТ

Пояснювальна записка до кваліфікаційної роботи ОС «Магістр»

«Реконструкція тривимірних анатомічних структур на основі
рентгенівських та КТ-зображень»

(тема кваліфікаційної роботи)

87 сторінок, 15 рисунків, 9 таблиць, 49 використаних джерел, 0 додатків.

ТРИВИМІРНА РЕКОНСТРУКЦІЯ, МЕДИЧНА ВІЗУАЛІЗАЦІЯ, КОМП'ЮТЕРНА ТОМОГРАФІЯ, РЕНТГЕНОГРАФІЯ, СЕГМЕНТАЦІЯ, ВОКСЕЛЬНІ ДАНІ, MARCHING CUBES, ІЗОПОВЕРХНЯ, ПОЛІГОНАЛЬНА СІТКА, НЕЙРОННІ МЕРЕЖІ, U-NET, DICOM, STL, 3D-ДРУК, ТОЧНІСТЬ РЕКОНСТРУКЦІЇ, DICE, HAUSDORFF DISTANCE, ХІРУРГІЧНЕ ПЛАНУВАННЯ, ПЕРСОНАЛІЗОВАНА МЕДИЦИНА.

Об'єкт дослідження - методи і засоби медичної візуалізації анатомічних структур.

Предмет дослідження - об'єкти на основі рентгенівських та КТ-реконструкції анатомічних зображень.

Мета кваліфікаційної роботи- анатомічних структур за даними КТ та рентгенографії.

Матеріали кваліфікаційної роботи рекомендується використовувати

Під час розробки та вдосконалення програмних модулів тривимірної реконструкції анатомічних структур у складі програмного забезпечення для обробки рентгенівських і КТ-зображень, медичних інформаційних систем, а також у навчальному процесі за спеціальностями «Біомедична інженерія» та «Інформаційні технології в медицині».

Прогнозні припущення щодо розвитку об'єкта дослідження

Очікується подальший розвиток тривимірної реконструкції анатомічних структур за рахунок впровадження методів штучного інтелекту та зростання обчислювальних потужностей. Перспективними є інтеграція 3D-моделей із системами хірургічної навігації та широке застосування 3D-друку для виготовлення персоналізованих анатомічних моделей.

СПИСОК СКОРОЧЕНЬ

| Скорочення | Розшифрування |
|---------------------------|---|
| 2D | двовимірний (two-dimensional) |
| 3D | тривимірний (three-dimensional) |
| AI | штучний інтелект (Artificial Intelligence) |
| CAD/CAM | системи автоматизованого проєктування та виробництва (Computer-Aided Design / Computer-Aided Manufacturing) |
| CNN | згортова нейронна мережа (Convolutional Neural Network) |
| Dice | коефіцієнт подібності сегментацій |
| DICOM | стандарт зберігання та передачі медичних зображень |
| FDM | технологія екструзійного 3D-друку |
| GPU | графічний процесор (Graphics Processing Unit) |
| Hausdorff distance | відстань Гаусдорфа між поверхнями |
| HU | одиниці шкали Хаунсфілда (Hounsfield Units) |
| КТ | комп'ютерна томографія |
| MC | алгоритм Marching Cubes |
| MPT | магнітно-резонансна томографія |
| POC | виготовлення моделей у місці надання допомоги (Point of Care) |
| ROI | область інтересу (Region of Interest) |
| SegResNet | нейромережева архітектура з резидуальними блоками |
| SLA | технологія фотополімерного 3D-друку |
| SLS | селективне лазерне спікання |
| SPECT | однофотонна емісійна комп'ютерна томографія |
| SwinUNETR | трансформерна нейромережева архітектура |
| UNet | архітектура згорткової нейронної мережі для сегментації |
| V-Net | нейронна мережа для тривимірної сегментації |

Зміст

| | |
|--|----|
| ВСТУП | 8 |
| РОЗДІЛ 1 ОСНОВНА ЧАСТИНА..... | 11 |
| 1.1 Огляд використаних джерел за темою кваліфікаційної роботи і вибір напрямів досліджень | 11 |
| 1.1.1 Розвиток медичної візуалізації та передумови формування 3D- реконструкції | 11 |
| 1.2 Аналіз медичних зображень | 19 |
| 1.3 Висновки до розділу 1 | 35 |
| РОЗДІЛ 2. ОСНОВНІ МЕТОДИ ДОСЛІДЖЕННЯ | 38 |
| 2.1. Інформаційний потік та вихідні медичні дані для 3D- реконструкції | 38 |
| 2.2. Алгоритм Marching Cubes: принципи роботи та побудова ізо- поверхні | 40 |
| 2.3. Реалізація алгоритму та аналіз отриманих результатів..... | 44 |
| 2.4. Висновок до розділу 2 | 45 |
| РОЗДІЛ 3. РЕЗУЛЬТАТИ ТЕОРЕТИЧНИХ ДОСЛІДЖЕНЬ | 46 |
| 3.1. Теоретичні передумови точності тривимірної реконструкції ... | 46 |
| 3.2. Аналіз впливу параметрів вхідних даних на якість 3D-моделі. | 47 |
| 3.3. Похибки алгоритму Marching Cubes та їх теоретична оцінка... | 48 |
| 3.4. Порівняння алгоритму Marching Cubes з альтернативними методами | 49 |
| 3.5. Узагальнення теоретичних результатів..... | 50 |
| 3.6. Приклади реконструкції для різних типів томографічних даних | 51 |
| 3.7. Висновок до розділу 3 | 58 |

| | |
|--|----|
| РОЗДІЛ 4 АНАЛІЗ ТА УЗГОДЖЕННЯ РЕЗУЛЬТАТІВ ТЕОРЕТИЧНИХ ДОСЛІДЖЕНЬ | 60 |
| 4.1. Узагальнення теоретичних положень, викладених у Розділах 2 і 3..... | 60 |
| 4.2. Порівняльний аналіз методів побудови поверхонь та їх теоретичної придатності для медичних задач..... | 60 |
| 4.3. Узгодження впливу параметрів томографічних даних із властивостями алгоритму Marching Cubes..... | 61 |
| 4.4. Інтерпретація прикладів реконструкції для різних модальностей томографії | 62 |
| 4.5. Теоретичні висновки щодо практичної придатності алгоритмів реконструкції | 62 |
| 4.6. Висновок до розділу 4 | 63 |
| РОЗДІЛ 5. ОХОРОНА ПРАЦІ | 64 |
| 5.1 Вступ | 64 |
| 5.2 Аналіз умов праці на робочому місці | 64 |
| 5.2.1 Характеристика робочого місця | 64 |
| 5.2.2 Шкідливі та небезпечні виробничі фактори..... | 65 |
| 5.2.3 Аналіз чинників виробничого середовища | 66 |
| 5.3 Розробка заходів з охорони праці | 67 |
| 5.3.1 Мікроклімат та вентиляція | 67 |
| 5.3.2 Нормалізація освітлення..... | 67 |
| 5.3.3 Ергономіка робочого місця | 67 |
| 5.3.4 Профілактика перенапруження..... | 67 |
| 5.3.5 Електробезпека та пожежна безпека..... | 68 |
| 5.4 Пожежна безпека приміщення..... | 68 |

| | |
|--|-----------|
| | 7 |
| 5.4.1 Категорія пожежної небезпеки | 68 |
| 5.4.2 Основні причини пожеж..... | 69 |
| 5.4.3 Засоби пожежогасіння | 69 |
| 5.4.4 Опис плану евакуації (для додатку) | 69 |
| 5.5 Розрахункова частина | 70 |
| 5.5.1 Розрахунок освітлення..... | 70 |
| 5.5.2 Розрахунок вентиляції | 71 |
| 5.5.3 Розрахунок електробезпеки (струм через тіло)У випадку доторкання до металевого корпусу із пробоем ізоляції. | 71 |
| 5.6 Висновки до розділу "Охорона праці" | 72 |
| РОЗДІЛ 6 ОХОРОНА НАВКОЛИШНЬОГО СЕРЕДОВИЩА | 72 |
| 6.1. Вступ | 73 |
| 6.2. Аналіз потенційних впливів на навколишнє середовище | 73 |
| 6.2.1. Фізичний вплив | 73 |
| 6.2.2. Хімічний вплив..... | 74 |
| 6.2.3. Біологічний вплив | 74 |
| 6.2.4. Відходи діяльності | 74 |
| 6.2.5 Екологічний слід інформаційно-обчислювальних систем | 75 |
| 6.2.6. Висновки до розділу «Охорона навколишнього середовища» | 77 |
| ВИСНОВОК | 78 |
| СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ | 81 |

ВСТУП

Стрімкий розвиток медичних технологій та інженерії візуалізації біологічних структур зумовлює якісні зміни у підходах до діагностики, лікування та наукових досліджень у галузі медицини. Серед основних напрямів такого розвитку особливе місце посідають методи медичної візуалізації, які дозволяють отримувати інформацію про внутрішню будову організму без інвазивного втручання. Починаючи з відкриття рентгенівського випромінювання в 1895 році, медична діагностика отримала інструмент, що став фундаментом для подальшого створення комп'ютерної томографії, магнітно-резонансної томографії та інших методів об'ємної реконструкції.

Сьогодні рентгенівська та комп'ютерна томографія відіграють ключову роль у клінічній практиці, забезпечуючи лікарів точними зображеннями скелетних структур, тканин і патологічних утворень. Проте ефективність їх використання значною мірою залежить від можливості правильно інтерпретувати отримані зображення, які є, по суті, проєкційними або пошаровими. Для перетворення цих даних у просторово точні анатомічні моделі необхідні методи цифрової фільтрації, сегментації та реконструкції зображень. Укладені в зображеннях дані потребують математичного опрацювання, оскільки вони можуть містити шум, спотворення та артефакти, що знижує діагностичну інформативність. Методи комп'ютерної обробки біомедичних зображень дозволяють підвищити якість візуального сприйняття, виокремити гістологічно значущі особливості та забезпечити точність аналізу об'єкта дослідження

У ряді клінічних випадків двовимірне зображення не дає достатньої повноти інформації щодо форми та просторового взаєморозташування структур. Це особливо важливо у травматології, ортопедії, нейрохірургії, стоматологічній імплантології та судинній хірургії. Сучасні методи КТ дозволяють отримати пошарові зрізи анатомічного об'єкта та на їх основі побудувати тривимірну реконструкцію, що відображає індивідуальні особливості пацієнта. Така модель може бути використана для планування

хірургічного втручання, виготовлення імплантів, аналізу рухових функцій та прогнозування результатів лікування. Проте точність цієї реконструкції залежить від коректності математичних алгоритмів, що використовуються для інтерпретації томографічних зрізів, та від роздільної здатності первинного зображення.

Розвиток технологій тривимірної реконструкції особливо актуальний у рамках персоналізованої медицини. Сучасні методи сегментації дозволяють виділяти окремі органи та тканини з точністю до границь їх анатомічного контуру, використовуючи інтенсивнісні та морфологічні ознаки зображення. Це дає змогу створювати індивідуальні цифрові анатомічні моделі, придатні для візуального аналізу, біомеханічного моделювання та використання у навігаційних системах під час операцій. [3]

У деяких галузях — наприклад, у реконструктивній та ортопедичній хірургії — відтворення складної просторової форми структур (хребта, кісток таза, суглобів, кисті руки) є критично важливим для успішного лікування, а класичні двовимірні методи не дозволяють зробити це з достатньою точністю. [4]

Водночас наявні методи 3D-реконструкції мають низку проблем. До них належать варіативність структур тканин, наявність шумів, обмеження просторової роздільної здатності, корекція променевих артефактів, а також складність автоматичного виділення меж органів. Тому дослідження нових підходів до обробки даних рентгенівських та комп'ютерно-томографічних зображень є актуальним як для фундаментальної науки, так і для практичної медицини.

Об'єкт дослідження: методи і засоби медичної візуалізації анатомічних структур.

Предмет дослідження: методи та алгоритми тривимірної реконструкції анатомічних об'єктів на основі рентгенівських та КТ-зображень.

Мета дослідження: проаналізувати та обґрунтувати підходи до 3D-реконструкції анатомічних структур за даними КТ та рентгенографії.

Завдання дослідження:

- Проаналізувати фізичні принципи формування рентгенівських та КТ-зображень.
- Розглянути методи цифрової обробки біомедичних зображень.
- Визначити показники якості 3D реконструкції
- Провести порівняльний аналіз існуючих алгоритмів для 3D реконструкції та визначити умови для практичного застосування

Наукова новизна полягає у системному узагальненні та порівнянні сучасних методів тривимірної реконструкції з урахуванням можливостей їх застосування для індивідуалізованого моделювання.

Практичне значення: результати можуть бути використані при плануванні оперативних втручань, у медичній робототехніці, протезуванні, створенні навчальних анатомічних моделей та систем хірургічної навігації.

Актуальність роботи: тривимірна реконструкція є основою сучасної персоналізованої медицини. 3D-моделі дозволяють точніше діагностувати патології, планувати хірургічні втручання, виготовляти індивідуальні імпланти та проводити 3D-друк анатомічних моделей. Особливо актуальним є для кісткових структур, де звичайні 2D-знімки не дають повної інформації.

РОЗДІЛ 1

ОСНОВНА ЧАСТИНА

1.1 Огляд використаних джерел за темою кваліфікаційної роботи і вибір напрямів досліджень

1.1.1 Розвиток медичної візуалізації та передумови формування 3D-реконструкції

Одним із ключових досліджень, спрямованих на вдосконалення алгоритмів побудови ізоповерхонь, є робота Lewiner, Lopes, Vieira та Tavares (2003), яка пропонує оптимізовану й топологічно коректну реалізацію алгоритму Marching Cubes. Автори наголошують, що базова версія Marching Cubes, попри свою популярність та широке застосування у медичній візуалізації, має низку відомих недоліків, серед яких найважливішими є неоднозначність конфігурацій куба, порушення топології та неузгодженість трикутної сітки в межах сусідніх вокселів. Ці проблеми призводять до появи артефактів на кінцевій поверхні — «дір», неправильного поєднання сегментів та спотворень геометрії, що є критичною вадою для задач медичної реконструкції.

У своїй роботі Lewiner та співавт. детально аналізують усі 256 можливих станів куба, що виникають при визначенні переходу ізоповерхні через його вершини. На відміну від оригінального алгоритму Lorensen і Cline, який використовував таблицю лише для 15 унікальних конфігурацій, автори розробили повний набір рішень для всіх випадків, гарантуючи коректну поведінку в нетривіальних ситуаціях. Такий підхід дозволив усунути неоднозначності, пов'язані з симетричними, дзеркальними та комплементарними станами куба, що робить результат більш стабільним.

Важливим внеском роботи є впровадження топологічних гарантій — тобто забезпечення того, що отримана поверхня буде відповідати правильній топологічній структурі об'єкта. Це особливо важливо під час реконструкції

тонких або складних анатомічних структур (наприклад, кісткових швів, каналів, дрібних відростків), де будь-які спотворення можуть змінити інтерпретацію даних. Автори детально описують механізм з'єднання поверхонь між сусідніми кубами та показують, що їхня методика запобігає появі розривів та «невірних» трикутників.

Ще одним значущим досягненням є оптимізація таблиці переходів, яка зменшує обчислювальні витрати та прискорює формування поверхні. Це робить алгоритм Lewiner et al. придатним не тільки для офлайн-реконструкції, але й для інтерактивних систем візуалізації, включно з медичними робочими станціями. Автори також демонструють порівняльний аналіз продуктивності: їхня реалізація працює швидше за оригінальний Marching Cubes, при цьому створює топологічно коректну сітку з меншою кількістю артефактів.

Завдяки цим перевагам робота Lewiner і співавт. стала одним з основних посилань для сучасних бібліотек 3D-реконструкції — VTK, CGAL, ITK — і широко використовується у програмному забезпеченні для обробки медичних КТ та МРТ-даних. Покращена стабільність та точність алгоритму робить його одним з найкращих рішень для побудови анатомічних моделей, особливо в задачах, де критично важлива достовірність поверхні, таких як хірургічне планування, виготовлення імплантів, аналіз патологій та біомеханічне моделювання ([Lewiner et al., 2003]).[1]

У статті Mitsouras et al. (2015) представлено один із найповніших оглядів клінічного використання 3D-реконструкції та 3D-друку на основі медичних даних у форматі DICOM. Автори систематизують увесь робочий цикл — від попередньої обробки КТ/МРТ-зрізів до формування трикутної поверхні STL та виготовлення фізичних анатомічних моделей. Значна увага приділяється сегментації — фазі, що визначає точність кінцевої реконструкції. У роботі проаналізовано поширені проблеми: шум, артефакти, неоднорідність сигналу, а також ризики втрати дрібних елементів при згладжуванні поверхні. Mitsouras та співавт. підкреслюють практичну значущість 3D-моделей у хірургічному плануванні, наведених прикладах в ортопедії, кардіохірургії та стоматології,

що підтверджує клінічну ефективність цифрових реконструкцій для оптимізації операцій та зменшення інтраопераційних ускладнень ([Mitsouras et al., 2015]). [2]

Вагомий внесок у дослідження автоматизованої сегментації внесла робота Litjens et al. (2017), у якій представлено масштабний огляд застосування глибинних нейронних мереж для медичної візуалізації. Автори аналізують більше 300 наукових досліджень і демонструють, що CNN-архітектури (зокрема U-Net) значно переважають традиційні методи сегментації для складних анатомічних структур. У статті розглядаються ключові проблеми — різниця між параметрами сканування, чутливість до шуму, відсутність універсальних датасетів — і пропонуються шляхи їх подолання. Важливим є те, що дослідження показує високу точність відтворення кісткових і м'якотканинних структур, що робить глибинні моделі придатними для 3D-реконструкції без значної ручної корекції. Стаття також підкреслює швидке зростання ролі штучного інтелекту в автоматизації 3D-моделювання для клінічних задач ([Litjens et al., 2017]). [7]

Важливим сучасним джерелом, яке описує точність та клінічну ефективність тривимірної реконструкції, є дослідження Mitsouras et al. (2020), присвячене використанню алгоритмів сегментації та 3D-моделювання для створення персоналізованих хірургічних імплантів. У роботі детально розглядаються етапи формування 3D-моделі — від нормалізації КТ-даних до побудови полігональної поверхні — та подано експериментальні результати оцінки точності реконструкції. Автори проводять аналіз впливу товщини зрізу, роздільної здатності детектора та типу реконструкційного ядра на точність поверхні, показуючи, що варіації параметрів сканування здатні змінювати геометрію моделі до 0,3–0,8 мм. У роботі також наголошено на проблемах надмірного згладжування поверхні, яке може призвести до втрати анатомічних деталей, особливо у зонах високої кривизни (орбіта, носові структури, основа черепа). Автори демонструють, що використання оптимізованих сегментаційних масок та алгоритмів адаптивної фільтрації дозволяє досягти

високої точності моделі, достатньої для виготовлення хірургічних направляючих та індивідуальних імплантів. Дослідження підкреслює практичне значення 3D-реконструкції у персоналізованій медицині та цифровому хірургічному плануванні ([Mitsouras et al., 2020]). Медична візуалізація на сучасному етапі розвитку охоплює комплекс технологій, які забезпечують отримання інформації про внутрішні структури організму без необхідності прямого хірургічного втручання. Розуміння анатомо-морфологічних особливостей органів є фундаментально важливим для встановлення діагнозу, вибору тактики лікування та оцінки динаміки патологічних змін. Проте самі по собі зображення не забезпечують ефективного використання наявної інформації, якщо вона не може бути структурована і візуально подана у зручній для аналізу формі. [8]

Тривалий час у клінічній практиці домінувала звичайна рентгенографія, яка формує проєкційне, двовимірне зображення і відображає сумарне ослаблення рентгенівського випромінювання. Попри свою доступність, швидкість та низьку вартість, рентгенографія має суттєвий недолік — втрачається глибина, а просторові об'єкти накладаються один на одного, що ускладнює інтерпретацію.

З розвитком обчислювальної техніки виникла можливість відновлювати структуру тканин у трьох вимірах, що стало основою для створення комп'ютерної томографії (КТ). Як підкреслюється впровадження КТ стало переломним моментом, оскільки вперше з'явилась можливість пошарового сканування організму, а отже — побудови математичної 3D-моделі анатомічної області на основі набору послідовних зрізів.

При реальному рентгенівському обстеженні виникає так званий тіньовий ефект (див. рис.1.1). Спочатку рентгенівський промінь з інтенсивністю I_0 потрапляє в точку O , входить у тканину з показником поглинання μ_1 і проходить в ній відстань x_1 . Далі в точці A промінь потрапляє до органу μ_2 , проходить ним відстань x_2 і в точці B - виходить з нього. Потім променю зустрічається орган μ_3 - відстань x_3 і так далі.

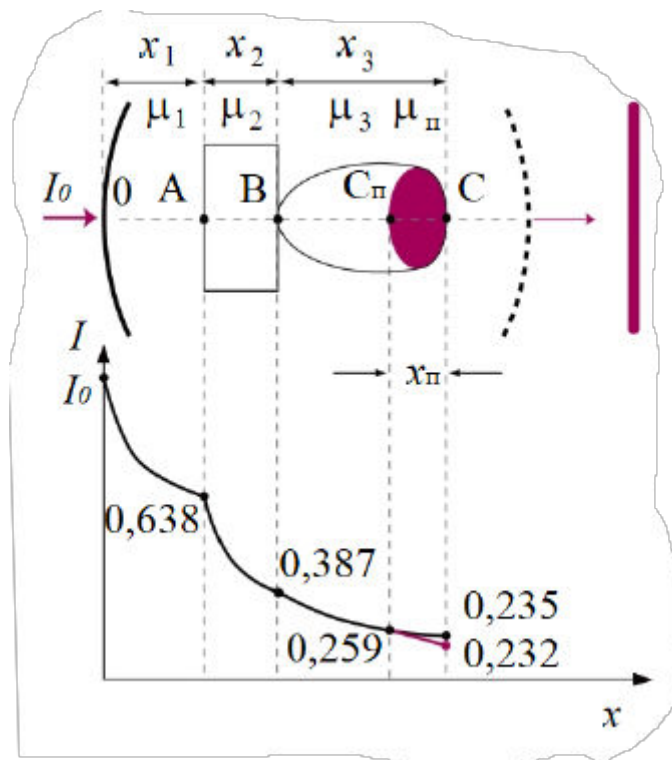


Рисунок 1.1 - (а) схема розташування органів на ділянках x_1 , x_2 , x_3 ; x - лінійний розмір органу; (б) графік зменшення інтенсивностей у кожному органі: чорна ділянка кривої - до появи вогнища, червона ділянка - після його появи; I_0 - Початкова інтенсивність джерела рентгенівського випромінювання; μ_i - показник лінійного поглинання для структури даної ділянки (органу).

Припустимо, що $\mu_1=0,15 \text{ см}^{-1}$ (тканина), $\mu_2=0,5 \text{ см}^{-1}$ (кістка), $\mu_3=0,1 \text{ см}^{-1}$ (орган) і $x_1=3 \text{ см}$, $x_2=1 \text{ см}$ і $x_3=5 \text{ см}$, тоді величини інтенсивностей у граничних точках будуть: $I_A=0,638$, $I_B=0,387$, $I_C=0,235$ від початкової інтенсивності (рис.1.1, (б)). При цьому участь третього органу в загальне рентгенівське зображення прийме за величиною лише $0,15I_0$. Очевидно, що на знімку він буде погано помітний. Нехай, саме в третьому органі з'являється патологічний осередок розміром 1 см, у якого значення μ_3 зростає на 10% і стане рівним $\mu_3=0,11 \text{ см}^{-1}$. Саме поява такого осередку і цікавить лікарів. Тоді в третьому органі $\mu_3=0,1 \text{ см}^{-1}$ на довжині 4 см (від точки В до точки $C_{\text{П}}$), а на решті 1 см, що залишився (від $C_{\text{П}}$ до С) $\mu_{\text{П}}=0,11 \text{ см}^{-1}$. Розподіл інтенсивностей

рентгенівського випромінювання буде наступним: $I_A = 0,638$, $I_B = 0,387$, $I_{СП} = 0,259$ і $I_C = 0,232$

Перші КТ-апарати мали низьку роздільну здатність і працювали повільно, проте постійний розвиток технології призвів до появи:

- спіральної КТ, що дозволила сканувати без зміни положення стола;
- мультизрізової КТ, що значно збільшила деталізацію;
- низькодозової КТ, яка зменшила променеве навантаження.

Таким чином, комп'ютерна томографія стала основою тривимірного відтворення анатомічних структур.

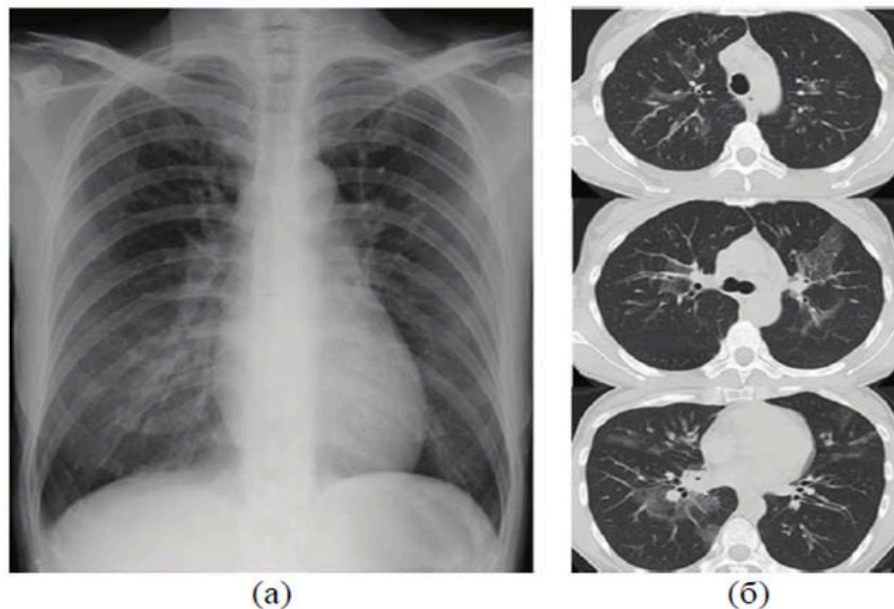


Рисунок 1.2 - Рентгенограма (а) і томограма (б) грудної клітини

Цифрові томографічні зображення зберігаються у форматі DICOM, який містить окрім самого зображення:

- параметри сканування,
- калібрування шкали щільностей,
- просторову прив'язку,
- інформацію про пацієнта.

Ключовим для 3D-реконструкції є те, що кожний піксель у зрізі має цифрове значення, що відповідає щільності тканини за шкалою Хаунсфілда.

Це дозволяє точно виділяти різні тканини автоматично, що є критично важливим для сегментації.

Основною 3D реконструкції є сегментація зображення. Процес сегментації зображення є виділення об'єктів у межах зображення, наприклад:

- кісткової тканини,
- м'язів,
- судин,
- хрящових поверхонь,
- пухлинних утворень.

Сегментацію умовно поділяють (див Табл. 1.1):

Таблиця 1.1

Умовний розподіл сегментації

| Метод | Сутність | Переваги | Недоліки |
|----------------------|--------------------------------|-----------------------|------------------------|
| Порогова | виділення діапазону Хаунсфілда | проста та швидка | нечутлива до текстур |
| Region-growing | нарощування областей | добре відтворює форму | залежить від «насіння» |
| Машинне навчання | алгоритми аналізу ознак | гнучкість | потребує навчання |
| Глибинні нейромережі | U-Net, V-Net | найвища точність | потребує GPU та даних |

Особливу роль відіграють нейромережеві моделі, які здатні відтворювати структури навіть при наявності шумів і артефактів.

На теперішній час основним алгоритмом що застосовується для сегментації зображення є алгоритм Marching Cubes (Lorensen & Cline, 1987) який перетворює воксельні дані в полігональну поверхневу модель. Алгоритм проходить через тривимірну матрицю вокселів, визначає положення ізо-поверхні та формує трикутники, що апроксимують контур об'єкта.

Цей підхід реалізований у більшості сучасних пакетів візуалізації (3D Slicer, Mimics, MeshLab) .

Основними перевагами цього алгоритму є:

- висока швидкість,
- топологічна коректність поверхні,
- збереження геометричної форми. [5]

Після реконструкції цифрова модель може бути експортована у формат STL та надрукована на 3D-принтері. У дослідженні Bastawrous et al. (2022) показано, що 3D-друк в точці надання допомоги (РОС) дозволяє скоротити час операції, покращити якість передопераційного планування та зменшити кількість ускладнень .

Сфери застосування цифрової моделі є:

- реконструктивна хірургія та імплантологія,
- онкопланування,
- ортопедія та травматологія,
- навчання студентів та інтернів. [3]

Різні технології 3D-друку (див. рис.1.3) мають різні заходи безпеки та гігієни праці. (А) На фотографії зображено співробітника 3D-друку, який працює над процесом видалення порошку для деталей, надрукованих на 3D-принтері з технологією селективного лазерного спікання. Персонал повинен бути навчений та дотримуватися стандартних запобіжних заходів безпеки праці під час роботи в приміщенні 3D-друку. (В) На фотографії зображено простір для цифрової світлової обробки, включаючи велику витяжну шафу (стрілки), яка необхідна для зменшення впливу на персонал парів 99% ізопропілового спирту, що використовується під час етапів постобробки. Витяжка повинна бути достатньо великою, щоб вмістити всі етапи постобробки, під час яких присутній ізопропіловий спирт.

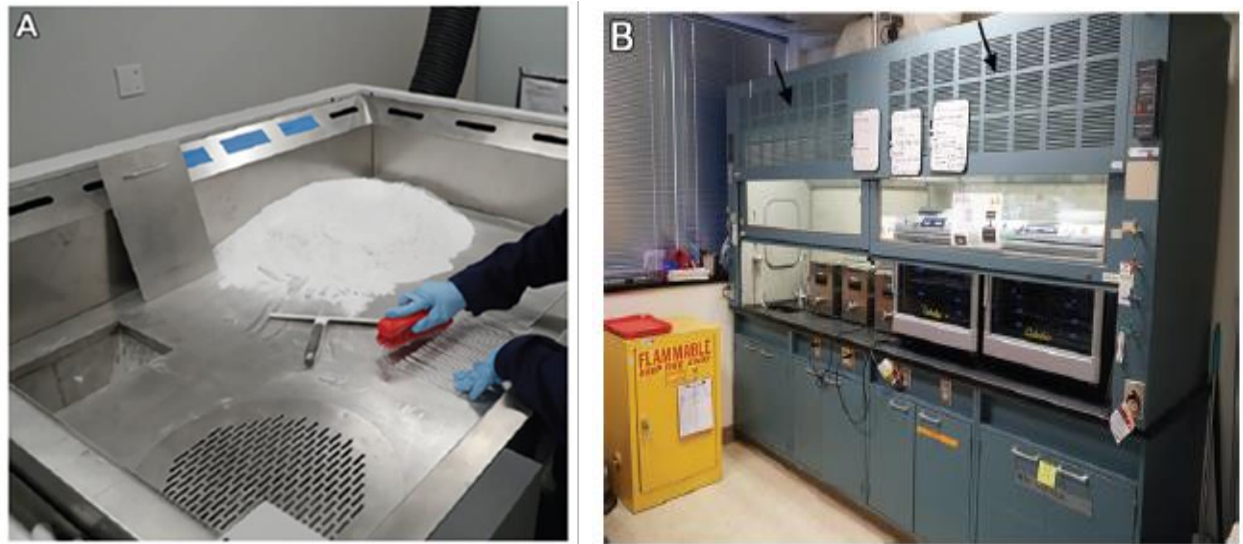


Рисунок 1.3. Різні технології 3D-друку

1.2 Аналіз медичних зображень

У монографії [6] викладено фундаментальні принципи цифрової обробки медичних зображень, що становлять теоретичну основу для коректної реконструкції тривимірних анатомічних структур. Автор детально описує властивості цифрових зображень, природу шумів, особливості процесів дискретизації та квантування, а також математичні методи фільтрації та диференціювання, які прямо впливають на якість сегментації перед побудовою 3D-моделі.

У роботі Міппета та співавторів [9] проведено один із найдетальніших оглядів сучасних методів глибинного навчання, що застосовуються для реконструкції, сегментації та хірургічного планування в щелепно-лицевій області. Стаття, опублікована у *Dentomaxillofacial Radiology* у 2022 році, систематизує широкий спектр алгоритмів, архітектур нейронних мереж та підходів до обробки КТ-даних, демонструючи, що штучний інтелект вже став ключовим інструментом у практичній 3D-реконструкції кісткових структур.

Автори наголошують, що традиційні методи сегментації (порогові алгоритми, регіональний ріст, водорозділ) поступаються точністю нейромережевим підходам, особливо при обробці складних анатомічних

ділянок черепа — орбіти, лобно-носовий комплекс, скроневі відростки. Серед сучасних архітектур домінуючі позиції займають 3D U-Net, V-Net, SegResNet та SwinUNETR, оскільки вони здатні враховувати тривимірний контекст і забезпечують значно вищий рівень коректності сегментації у порівнянні з ручними або напівавтоматичними методами.

У статті [9] подано порівняльну характеристику алгоритмів на клінічних вибірках КТ голови та нижньої щелепи, а також наведено статистику похибок (Dice similarity coefficient, Hausdorff distance), що дозволяє оцінювати точність сегментації. Автори відзначають, що при належній підготовці даних (нормалізація, вирівнювання по HU, усунення артефактів) показники Dice перевищують 0,94–0,97, що робить методи глибинного навчання надзвичайно конкурентоспроможними.

Важливим внеском роботи є аналіз проблем практичного впровадження штучного інтелекту: нестача великих розмічених датасетів, різноманіття протоколів сканування, відмінності у параметрах КТ, а також варіабельність анатомії серед пацієнтів. Автори також підкреслюють необхідність постобробки результатів нейронних мереж — морфологічних операцій, очищення ізольованих компонентів та корекції тонких структур, особливо в ділянці кісткових швів черепа.

Особливу увагу приділено застосуванню глибинного навчання у хірургічному плануванні. Моделі, отримані за допомогою AI-сегментації, використовуються для створення індивідуальних імплантатів, планування остеотомій, симуляції реконструктивних втручань. Вказується, що точність автоматичної сегментації вже достатня для використання в клініці, але клініцист має здійснювати фінальний контроль.

Таким чином, в роботі [9] стаття Minnema et al. Проведено узагальнений аналіз, який описує еволюцію методів сегментації — від класичних алгоритмів до нейромережових систем. Матеріал напряму пов'язаний з темою дипломної роботи, оскільки демонструє тенденції розвитку тривимірної реконструкції та визначає стандарти точності, яких доцільно прагнути під час сегментації

черепа. [9]. У статті Fang та Voas (2013) представлено методологічно важливе дослідження, присвячене генерації тривимірних поверхонь та об'ємних сіток на основі медичних зображень. Хоча основний фокус роботи — побудова тетраедральних сіток, стаття має прямий зв'язок із проблематикою тривимірної реконструкції анатомічних структур, оскільки описані підходи дозволяють значно підвищити точність геометричної репрезентації об'єкта після первинної сегментації.

Автори звертають увагу на основний недолік алгоритму Marching Cubes (MC) — його орієнтацію виключно на побудову поверхневої трикутної сітки, що часто містить локальні помилки: нерівномірність трикутників, невідповідність топології, ступінчастість поверхні та неоднозначності на межах воксельної сітки. Ці недоліки особливо помітні при реконструкції складних структур, таких як кістки основи черепа, де поверхня має безліч дрібних заглиблень і нерівностей.

У статті [10] запропоновано альтернативний підхід — *tissue-conforming tetrahedral mesh generation*, який дозволяє створювати не лише поверхню, але й повноцінну об'ємну сітку, що точно повторює форму анатомічного об'єкта. На відміну від Marching Cubes, метод працює з урахуванням внутрішньої структури об'єкта, зберігаючи топологію та забезпечуючи безперервність поверхні. Це має велике значення для біомеханічного моделювання, симуляцій хірургічних втручань і оцінки механічної міцності кісток.

Дослідження демонструє, що застосування тетраедральних сіток дозволяє позбутися «сходінкового» ефекту, характерного для полігональних поверхонь MC, та зберегти дрібномасштабні деталі. Автори також показують, що їхній метод працює як з бінарними масками, так і з градаційними зображеннями (*grayscale volumes*), що особливо важливо при роботі з КТ-даними, які не завжди мають чітку межу між тканинами.

У роботі [10] наведено порівняльний аналіз різних варіантів сегментаційних масок, а також проілюстровано, як помилки сегментації впливають на якість генерованої поверхні. Це дозволяє оцінити, наскільки

важливою є попередня обробка даних — фільтрація шуму, морфологічне очищення, корекція меж — для забезпечення точної геометрії 3D-моделі.

Окремо підкреслюється роль алгоритмів післяобробки поверхні (post-smoothing): Laplacian smoothing, Taubin smoothing, edge-collapse decimation. Автори показують, що надмірне згладжування може знищувати анатомічні деталі, що узгоджується з висновками інших дослідників (Bücking et al., 2017; Mitsouras et al., 2015). Таким чином, робота Fang & Voas підкреслює важливість балансу між зменшенням шуму та збереженням геометрії.

Хоча стаття не є клінічно орієнтованою, вона має виняткову цінність для теми дипломної роботи, оскільки розкриває глибинні математичні аспекти побудови точних 3D-моделей і пропонує рішення тих проблем, які виникають при роботі з даними черепа — неоднорідність товщини кістки, складна топологія та дрібні елементи (орбітальні краї, носові структури, основа черепа). [10]

У статті, [11] опублікованій у International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery у 2024 році, представлено сучасний огляд і системний аналіз автоматизованих алгоритмів тривимірної реконструкції на основі глибинного навчання. Автори досліджують низку нейромережевих архітектур, що забезпечують високоточне відтворення складних анатомічних структур на основі КТ та рентгенівських зображень, зокрема структур черепа, що є центральним об'єктом дипломної роботи.

Одним з ключових аспектів статті є порівняння традиційних підходів до сегментації та реконструкції (Marching Cubes, Watershed, Region Growing) з інноваційними моделями, такими як 3D U-Net, Attention U-Net, SwinUNETR, V-Net та ResEnc-Dec. Автори демонструють, що класичні методи залежать від порогів, нечутливі до складних контурів і часто мають проблеми з відтворенням тонких анатомічних деталей, тоді як нейромережеві моделі здатні враховувати просторовий контекст та навчатися складним патернам тканин.

У роботі [11] наведено кількісні порівняння точності реконструкції за метриками Dice Similarity Coefficient, Jaccard Index, Hausdorff Distance. Для кісткових структур черепа AI-моделі досягають Dice понад 0.96–0.98, що помітно перевищує показники класичних алгоритмів. Це свідчить про здатність глибоких мереж точно відтворювати складні області, зокрема тонкі пластинки кісток, пазухи, орбітальні краї та елементи основи черепа.

Особливу увагу автори приділяють питанню узагальнення алгоритмів (generalization problem). Показано, що моделі працюють стабільно лише за наявності великого різноманіття навчальних КТ-даних. Натомість при зміні параметрів сканування, реконструкційного ядра, кроку зрізу або при наявності металевих артефактів точність може знижуватись. Це має важливе практичне значення для реконструкції черепа, оскільки анатомічні варіації та зміни протоколів сканування часто впливають на якість сегментації.

У статті також представлено аналіз автоматизованих систем повторного навчання (self-supervised refinement), які дозволяють алгоритмам покращувати власні результати шляхом ітеративного донавчання на нових даних. Такий підхід зменшує кількість ручних виправлень, що, у свою чергу, скорочує час, необхідний для отримання готової 3D-моделі.

Додатково автори розглядають застосування AI-реконструкції для хірургічного планування, моделювання остеотомій, віртуальної симуляції доступів та виготовлення індивідуальних імплантатів. Наведені приклади показують, як автоматизована сегментація значно прискорює передопераційний етап, зменшуючи людський фактор і підвищуючи відтворюваність результатів.

Узагальнюючи, дане джерело є важливим з огляду на розвиток повністю автоматизованих систем 3D-реконструкції. Воно розкриває переваги глибокого навчання, описує обмеження (нестача великих датасетів, чутливість до варіацій КТ), і пропонує практичні рішення для підвищення точності відтворення анатомії. [11]

Стаття Mitsouras і співавт. (2015) є однією з фундаментальних публікацій, що систематизують підходи до перетворення медичних зображень (передусім КТ і МРТ) у формат готових тривимірних моделей для подальшого 3D-друку. Робота стала однією з перших спроб створити повний технічний та клінічний “міст” між радіологією, хірургією та біомедичною інженерією. Автори детально пояснюють, як зображення у форматі DICOM перетворюють на геометричну тривимірну поверхню STL та які труднощі виникають на кожному етапі — від сегментації до друку.

Стаття є вкрай важливою для будь-яких досліджень із тривимірної реконструкції, оскільки описує всю технологічну екосистему, у якій функціонують сучасні методи 3D-моделювання анатомічних структур.

Автори підкреслюють, що класична 3D-візуалізація (MPR, VR, MIP), хоч і стала стандартом у радіології, все ж обмежена двовимірним екраном. Реальні фізичні 3D-моделі, виготовлені за даними КТ/МРТ, надають:

- тактильний контакт,
- просторову глибину,
- кращу оцінку складних патологій,
- можливість передопераційного моделювання інструментів.

Робота акцентує на тому, що 3D-друк, попри свої витрати, швидко поширюється, а його застосування вже демонструє значне зниження операційного часу, покращення точності та зменшення інтраопераційних ускладнень.

Автори класифікують сім основних технологій (ASTM F2792):

- Vat Photopolymerization (SLA)
- Material Jetting
- Binder Jetting
- Material Extrusion (FDM)
- Powder Bed Fusion (SLS, DMLS, SLM)
- Sheet Lamination
- Directed Energy Deposition

У медицині найчастіше використовують перші п'ять, які показані в табл.1.2.

Таблиця 1.2

Сім основних технологій (ASTM F2792)

| Технологія | Переваги | Недоліки |
|-----------------------|--|---|
| SLA (photopolymer) | дуже висока роздільна здатність | крихкість матеріалу, дорога смола |
| Material Jetting | кольорові та мультиматеріальні моделі | висока вартість картриджів |
| Binder Jetting | низька ціна, кольоровий друк | крихкість без інфільтрації |
| FDM | дешевий, швидкий | низька точність, груба поверхня |
| Powder Bed Fusion | металеві імпланти, стерилізація | дуже висока ціна, вимоги до обладнання |

Джерело є одним із найповніших оглядів 3D-реконструкції та 3D-друку в медицині. Воно охоплює технічні, алгоритмічні та клінічні аспекти й добре підходить для розділів вашої дипломної роботи, що описують:

- методи перетворення 2D медичних даних у 3D-моделі;
- сегментацію;
- створення STL;
- типи 3D-друку;
- застосування в хірургії, ортопедії, онкології, кардіології, нейрохірургії. [12]

Стаття Bücking [13] та співавт. (2017) є одним із найдетальніших і практично орієнтованих джерел, які описують повний робочий цикл перетворення медичних зображень у тривимірні фізичні анатомічні моделі. Автори демонструють відтворювану, універсальну й технологічно доступну методику, придатну для роботи навіть користувачами без спеціальної інженерної підготовки. Дослідження охоплює всі етапи — від сегментації до друку — й оцінює точність отриманих моделей, що робить його особливо цінним для робіт, у яких розглядається клінічно застосовна 3D-реконструкція на основі КТ.

Автори підкреслюють зростання використання 3D-друку в медицині через:

- потребу в пацієнт-специфічних анатомічних моделях,
- розвиток навчальних фантомів і тренажерів,
- можливість клінічного планування та підготовки до операцій,
- доступність недорогих настільних 3D-принтерів.

Мета роботи — надати практичний, покроковий метод, який дозволяє створювати анатомічні моделі з КТ-даних, використовуючи доступне ПЗ та недорогі принтери. Це робить статтю корисною для створення моделей навіть у невеликих клінічних центрах або навчальних лабораторіях.

Робота підкреслює широку цінність моделей:

- навчання (анатомія, УЗД-навігація, інвазивні маніпуляції),
- планування хірургічних втручань,
- дослідження (створення фантомів для КТ, МРТ, УЗД),
- моделювання патологій.

Яскравий приклад — фантом ребер, який був використаний для навчання УЗД-наведеної біопсії нирки: на ультразвукових зображеннях модель створювала реалістичний акустичний тіньовий ефект.

Публікація показує, що:

- Повністю відтворюваний одразу придатний workflow.
- Загальні принципи сегментації, незалежні від органа.

- Порівнює безкоштовні програми, що є особливо важливим для навчальних середовищ.
- Демонструє реальні кейси друку різних органів.
- Проводить кількісну оцінку точності моделей.
- Розглядає обмеження FDM і пропонує альтернативи (SLA, Material Jetting).

Сучасні сегментаційні інструменти (3D Slicer, Seg3D) дають можливість створювати анатомічні моделі без спеціальної інженерної експертизи. Створений workflow можна адаптувати до будь-яких анатомічних структур. FDM-принтери придатні для більшості освітніх і дослідницьких задач. Основні труднощі пов'язані із сегментацією й обробкою поверхні, а не з 3D-друком. [13]

Стаття Mavridis та співавт. (2024) представляє комплексне порівняльне дослідження сучасних глибоких нейронних мереж для автоматичної сегментації черевної аорти у тривимірних КТ-зображеннях. Автори аналізують чотири архітектури — UNet, SegResNet, UNETR, SwinUNETR — на великих наборах даних (76 томографічних об'ємів) з метою визначити найточнішу, стабільну та найбільш придатну для клінічного використання модель.

Стаття підкреслює важливість точної сегментації черевної аорти, оскільки:

- це критично для діагностики та планування лікування аневризми (AAA);
- аорта має складну морфологію (особливо при патологіях), яку складно сегментувати вручну;
- ручна сегментація — трудомістка, неточна та суб'єктивна.

Мета роботи — якісно та кількісно порівняти ефективність різних глибоких моделей, включаючи як класичні CNN (UNet, SegResNet), так і сучасні трансформерні архітектури (UNETR, SwinUNETR), для задачі тривимірної сегментації аорти.

Автори застосовують:

- алгоритм Marching Cubes;
- подальше Laplacian smoothing;
- ручне усунення дефектів topologically;
- аналіз 3D-моделей лікарями.

U-Net показав:

- найкращу відповідність ground truth,
- мінімальні артефакти,
- найгладкішу поверхню.

Обчислювальна складність моделей показана в таблиці 1.3:

Таблиця 1.3

Обчислювальна складність моделей

| Модель | Кількість параметрів |
|-----------|----------------------|
| SegResNet | 1.18 млн |
| U-Net | 4.8 млн |
| SwinUNETR | 62 млн |
| UNETR | 93 млн |

U-Net має найкращий баланс:

- обчислювальна ефективність + точність
- придатний для реального клінічного використання

Стаття важлива завдяки:

- Порівнянню класичних CNN і сучасних Transformer-підходів;
- використанню реальних клінічних даних з ААА;
- оцінці узагальнюваності моделей;
- стандартному та якісному препроцесингу;

- аналізу обчислювальної вартості та практичної придатності;
- використанню 3D-реконструкції через Marching Cubes.

Mavridis et al. (2024) демонструють, що:

- U-Net залишається золотим стандартом у 3D-медичній сегментації;
- Transformer-моделі ще не перевершують CNN у цій області;
- моделі можуть успішно сегментувати патологічні аорти, навіть не маючи патологічних даних у тренуванні;
- якість 3D-реконструкції сильно залежить від точності сегментації, а не від друку;
- поєднання Dice + Cross-Entropy у loss-функції покращує сегментацію дрібних судин. [14]

Сучасні процеси цифрової реконструкції анатомічних структур значною мірою ґрунтуються на спеціалізованому програмному забезпеченні, яке дозволяє об'єднати всі етапи обробки: від імпорту DICOM-зображень до формування 3D-моделей та експорту їх у формати, придатні для 3D-друку. Вибір програмної платформи визначає точність реконструкції, зручність workflow, доступність автоматизованих функцій та інтеграцію з клінічними інформаційними системами. Порівняльна характеристика платформ наведена в табл. 1.4.

Порівняльна характеристика платформ

| | 3D Slicer | Materialise Mimics | MeshLab |
|-----------|---|--|--|
| Пояснення | Вільне програмне забезпечення з відкритим кодом, розроблене спеціально для медичної візуалізації | Комерційний програмний комплекс, який широко застосовується у клініках та виробництві індивідуальних імплантів | Використовується на завершальних етапах — редагування та оптимізації сітки |
| Риси | Імпорт DICOM-даних; багаторівневу сегментацію (порогову, регіональну, нейромережеву); побудову тривимірних моделей; інтеграцію плагінів машинного навчання. | Висока точність сегментації; сертифікація для клінічного використання; інтеграція з CAD/CAM і 3D-друком. | Видалення артефактів; згладжування поверхонь; зменшення кількості полігонів; підготовка до 3D-друку. |

Закінчення табл.1.4

| | | | |
|-------------|--|---|---|
| Призначення | Є можливість тонкої ручної корекції, що дозволяє лікарю або досліднику адаптувати результат до складних випадків. Програма також підтримує автоматизовану обробку серій КТ-знімків, що скорочує час сегментації у 4–6 разів порівняно з повністю ручною роботою. | Прямо на основі КТ-моделі створювати: <ul style="list-style-type: none"> • імплантати, • хірургічні направляючі, • протези складних анатомічних структур. <p>Це робить його ключовим інструментом у персоналізованій хірургії, що прямо зазначається у сучасних рекомендаціях. [6]</p> | Адаптувати модель для друку без втрати геометричної точності, що особливо важливо при реконструкції структур із високою складністю (череп, дрібні суглоби, судини). |
|-------------|--|---|---|

Точність тривимірної реконструкції анатомічних структур залежить від багатьох факторів, що пов'язані як із якістю первинних даних, так і з методиками обробки та візуалізації. Навіть за умов сучасного обладнання можливі системні та випадкові похибки, які можуть суттєво вплинути на кінцеву геометрію моделі.

Основні джерела помилок показані в таблиці 1.5.:

Таблиця 1.5

Основні джерела помилок

| Джерело похибки | Суть проблеми | Наслідки |
|-----------------------------------|---|--|
| Недостатня роздільна здатність КТ | товсті зрізи не дозволяють детально відтворити дрібні структури | втрата точності контурів |
| Артефакти металу | розсіювання променів в імплантах або пломбах | спотворення сигналу і форми |
| Невдала сегментація | неправильно обрані пороги, «дірки», шум | викривлення або часткова втрата анатомічних частин |
| Спрощення сітки | зменшення полігональності без контролю | згладження важливих деталей |
| Неправильний формат експорту | округлення координат | накопичення помилок у 3D-друці |

Підвищення точності реконструкції досягається за рахунок:

- використання тонкошарової КТ (0.5–1.25 мм);
- застосування адаптивних фільтрів шуму;
- комбінування автоматичної та ручної сегментації;
- перевірки моделі шляхом накладення на вихідні зрізи;
- застосування нейромережових сегментаційних модулів (наприклад, MONAI U-Net).

У статті [24] представлено 3D Slicer як універсальну відкриту програмну платформу для обробки, візуалізації та аналізу медичних зображень у межах програм Quantitative Imaging Network (QIN). Автори обґрунтовують

необхідність застосування кількісної обробки медичних зображень для підвищення точності діагностики та оцінювання ефективності лікування.

Платформа 3D Slicer підтримує повний цикл роботи з медичними томографічними даними, зокрема:

- завантаження зображень у форматі DICOM;
- 2D-, 3D- та 4D-візуалізацію;
- реєстрацію зображень різних модальностей (КТ, МРТ, ПЕТ);
- сегментацію анатомічних структур;
- побудову поверхневих тривимірних моделей;
- обчислення об'ємів і параметрів анатомічних утворень.

Окремо підкреслюється, що 3D Slicer не є клінічно сертифікованим медичним виробом, але використовується як науково-дослідницька платформа, що дозволяє тестувати та впроваджувати нові алгоритми сегментації, реєстрації та реконструкції.

Автори детально описують модульну архітектуру:

- використання бібліотек VTK для 3D-візуалізації;
- ІТК для сегментації та реєстрації;
- MRML для збереження сцен і результатів реконструкції;
- можливість створення власних модулів та розширень.

Платформа дозволяє виконувати:

- автоматизовану сегментацію (Expectation-Maximization, region-based, активні контури);
- побудову полігональних поверхонь (isosurface);
- інтеграцію з алгоритмами Marching Cubes для створення трикутних сіток.

Це джерело є ключовим програмно-методичним обґрунтуванням застосування 3D Slicer для:

- сегментації черепа та кісткових структур;
- побудови 3D-моделей з КТ-зрізів;
- збереження результатів у вигляді поверхневих моделей;

- підготовки моделей до подальшого аналізу або 3D-друку.

Саме це джерело методично підтверджує коректність вашого вибору програмного середовища для реалізації 3D-реконструкції. [24]

У роботі [25] досліджується технологія 3D-друку індивідуальних анатомічних моделей пацієнтів, створених на основі КТ та МРТ-зображень. Автори демонструють реальний клінічний приклад створення моделі поперекового відділу хребта з пухлиною (остеобластомою).

Процес включає:

- сегментацію тканин на КТ і МРТ;
- просторове суміщення модальностей;
- об'єднання даних у єдину 3D-модель;
- друк моделі з різних матеріалів, що імітують:
 - кортикальну кістку,
 - губчасту кістку,
 - нервові структури,
 - пухлинну тканину.

3D-друкована модель:

- чітко відтворює анатомію пацієнта;
- є видимою на КТ та МРТ;
- дозволяє виконувати міжмодальне планування втручань;
- використовується для симуляції кріоабляції пухлини.

Автори показують, що 3D-моделі:

- істотно підвищують точність планування операцій;
- покращують орієнтацію лікаря у складній анатомії;
- широко застосовуються у навчанні та тренуванні лікарів.

Це джерело безпосередньо підтверджує практичну цінність 3D-реконструкції та 3D-друку, оскільки у вашій роботі кінцевою метою є:

- створення просторової анатомічної моделі;
- її можливе використання:
 - у плануванні втручань,

- у медичному навчанні,
- у біомедичному моделюванні. [25]

1.3 Висновки до розділу 1

Комплексний огляд наукових, технічних та клінічно орієнтованих джерел свідчить, що сучасна тривимірна реконструкція анатомічних структур ґрунтується на тісній взаємодії трьох ключових складових: високоякісних методів медичної візуалізації, надійних алгоритмів сегментації та цифрової обробки, а також інструментів для формування цифрових і фізичних 3D-моделей. Еволюція цих компонентів визначила сучасний стан розвитку галузі та задає вектор подальших досліджень.

Передусім, аналіз літератури демонструє, що комп'ютерна томографія стала базою для тривимірної реконструкції, оскільки забезпечує пошарове отримання даних із високою роздільною здатністю та точними числовими характеристиками вокселів за шкалою Хаунсфілда. Саме це дозволяє автоматично розрізняти тканини та виділяти цільові анатомічні області. Фізичні принципи формування зображення, розглянуті у працях Блинова, Леонова та Трофімова, показують, що якість реконструкції нерозривно пов'язана з властивостями рентгенівського променя, наявністю шумів, артефактами та обмеженнями детектора. Таким чином, візуалізаційний етап формує фундамент для подальших алгоритмічних процедур.

Далі, огляд джерел засвідчує, що сегментація є критичною стадією, яка визначає точність створеної тривимірної моделі. Класичні методи (порогова сегментація, *region growing*, *watershed*) продовжують застосовуватися, але суттєво поступаються сучасним алгоритмам глибинного навчання. Джерела Minnema et al. (2022), а також Mavridis et al. (2024) переконливо показують, що неймережеві моделі — зокрема 3D U-Net, SegResNet, V-Net, SwinUNETR — забезпечують найвищі показники точності навіть у складних анатомічних областях або при патологіях. Водночас вони потребують великих датасетів,

якісної нормалізації та контролю артефактів. Сегментація, таким чином, залишається найбільш трудомістким, але ключовим процесом, від якого залежить успіх усієї реконструкції.

Окремий пласт джерел присвячений питанням формування поверхонь та генерації геометричних моделей. Алгоритм *Marching Cubes*, описаний у класичній праці *Lorensen & Cline*, залишається базовим інструментом для створення полігональних поверхневих сіток із томографічних даних. Водночас сучасні джерела (*Fang & Voas*) вказують на його обмеження при роботі зі складними топологічними структурами, такими як основа черепа, та пропонують альтернативи у вигляді тетраедральних об'ємних сіток, які краще зберігають форму тонких і криволінійних елементів. Це визначає один із напрямів подальшого розвитку — підвищення точності геометричного представлення через вдосконалені методи сіткоутворення.

Наступна важлива група робіт (*Mitsouras et al.*, *Vücking et al.*) показує, що правильно реконструйовані цифрові моделі можуть бути перетворені на фізичні анатомічні об'єкти за допомогою 3D-друку, що має значний вплив на хірургію, травматологію, стоматологію та навчання. Вони демонструють повний технологічний ланцюг — від *DICOM* до готової моделі — і підтверджують високу клінічну ефективність таких підходів. Аналіз досліджень засвідчує, що більшість похибок виникає саме на етапі сегментації, а не на етапі друку, що ще раз підкреслює ключову роль етапу попередньої обробки КТ-даних.

Узагальнюючи, огляд джерел дозволяє сформувати такі основні наукові висновки:

Комп'ютерна томографія є найбільш інформативним джерелом даних для 3D-реконструкції анатомічних структур завдяки високій роздільній здатності, цифровій природі даних та можливості кількісного аналізу тканин.

Цифрова обробка та сегментація є центральною ланкою реконструкції; точність моделі визначається якістю нормалізації даних, вибором алгоритму та наявністю артефактів.

Глибинне навчання стало сучасним стандартом у виділенні структур зі складною анатомією. U-Net-подібні архітектури, що демонструють стабільні результати, переважають над трансформерними моделями за співвідношенням точність/обчислювальна складність.

Алгоритми побудови поверхонь, включно з Marching Cubes та тетрадральними методами, визначають якість геометричного відтворення та деталізацію реконструйованих структур.

3D-друк забезпечує можливість практичного використання моделей — у хірургічному плануванні, навігації, виготовленні імплантатів та навчанні. Цей етап підтверджує корисність реконструкції у реальних клінічних умовах.

Сукупність джерел демонструє, що сучасна 3D-реконструкція — це багатокомпонентний процес, у якому поєднуються знання з фізики, обробки зображень, штучного інтелекту, геометричного моделювання та медичної практики.

Таким чином, аналіз літератури дає змогу визначити ключові напрями дослідження для даної кваліфікаційної роботи: оптимізація сегментації кісткових структур черепа, підвищення точності геометричного відтворення, вивчення впливу попередньої обробки КТ-даних на якість моделі та інтеграція сучасних AI-методів у практичний процес реконструкції.

РОЗДІЛ 2

ОСНОВНІ МЕТОДИ ДОСЛІДЖЕННЯ

2.1. Інформаційний потік та вихідні медичні дані для 3D-реконструкції

Процес реконструкції тривимірних анатомічних структур із медичних томографічних даних починається з формування чітко структурованого інформаційного потоку, що включає етапи збору даних, попередньої обробки, побудови поверхні та візуалізації (Рис. 2.4). Узгоджена послідовність цих етапів необхідна для збереження коректності просторових та фотометричних характеристик даних.

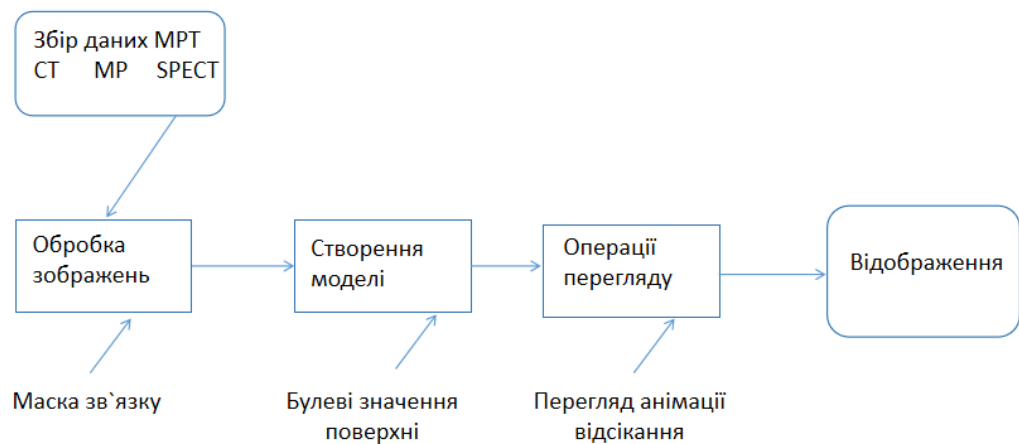


Рисунок 2.1 - Потік медичної інформації у 3D

У збір даних входять сучасні медичні томографи, які формують серію 2D-зрізів, а також разом утворюють тривимірний об'єм. Кожна технологія має власні фізичні особливості та типові параметри.

Комп'ютерна томографія (КТ) ґрунтується на вимірюванні коефіцієнтів ослаблення рентгенівського випромінювання. Для анатомічної реконструкції важливими є такі параметри:

- товщина зрізу: 0,5–1,25 мм;
- піксельний розмір у площині: 0,3–0,6 мм;
- матриця: 512×512 або 1024×1024;
- FOV (field of view): 180–350 мм.

Такі параметри забезпечують високу детальність кісткових структур, що робить КТ основним джерелом даних для реконструкції черепа та скелета.

Магнітно-резонансна томографія (МРТ) визначається складним контрастом м'яких тканин. Проте для побудови поверхонь виникають труднощі через неоднорідність інтенсивностей, варіабельність T1/T2-зважених сигналів та наявність шуму:

- товщина зрізу: 1–5 мм;
- просторова роздільність гірша, ніж у КТ;
- схильність до артефактів (спотворення магнітного поля, рух пацієнта).
- Саме через це МР-дані часто потребують додаткової сегментації.

Однофотонна емісійна томографія (SPECT) реєструє гамма-випромінювання, що дозволяє оцінювати функціональний стан тканин. Просторова роздільність значно нижча (8–12 мм), однак дані мають високу діагностичну цінність у дослідженнях кровонаповнення та метаболізму.

Попередня обробка даних на цьому етапі використовуються:

- фільтрація шуму (Gauss, median, bilateral),
- вирівнювання інтенсивності,
- нормалізація яскравості,
- початкова сегментація (thresholding, region growing).

Ці операції не лише покращують якість візуалізації, а й знижують похибки при побудові поверхонь.

Побудова поверхні. Після визначення порогового рівня формується ізоповерхня, що буде інтерпретована алгоритмом Marching Cubes. Якість вибраного порогу впливає на топологію моделі: занадто низькі пороги створюють «розширені» структури, а завищені — «дірчасті» сегменти.

Візуалізація. Сучасні системи візуалізації (3D Slicer, OsiriX, Mimics) застосовують:

- затінення за Гуро або Фонгом,
- проєкцію з перспективою,

- текстуризацію січних площин,
- інтерактивне обертання моделі.

Правильні нормалі та топологічна цілісність сітки є критичними для коректного відтворення анатомії.

2.2. Алгоритм Marching Cubes: принципи роботи та побудова ізоповерхні

Алгоритм Marching Cubes — один із найпоширеніших методів побудови полігональних поверхонь. Він застосовується до кожної групи з восьми сусідніх вокселів, які утворюють логічний куб (Рис. 2.2).

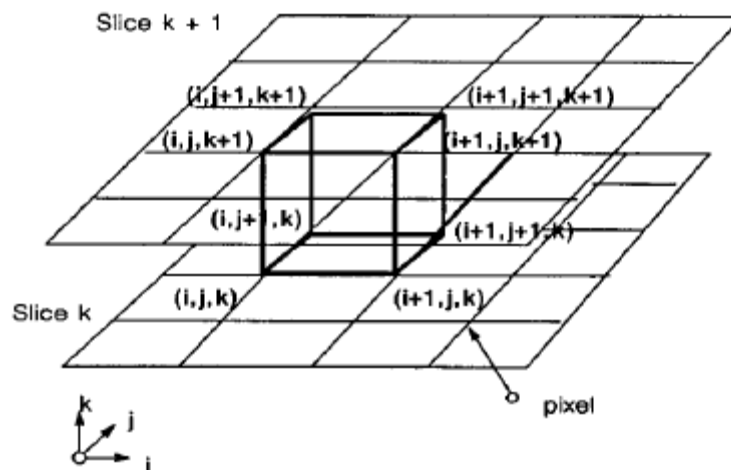


Рисунок 2.2 - Логічний куб

Формування конфігурації. Для кожної вершини куба здійснюється порівняння інтенсивності з порогом, унаслідок чого вершина отримує значення: 1 — всередині поверхні, 0 — поза поверхнею.

Завдяки цьому утворюється $2^8 = 256$ конфігурацій, кожна з яких визначає можливий спосіб перетину куба поверхнею.

14 базових шаблонів

Хоча можливих конфігурацій 256, усі вони зводяться до 14 основних топологічних випадків (Рис. 2.3). Скорочення відбувається завдяки:

- симетрії куба,
- комплементарності «всередині–зовні»,

- обертальній інваріантності.

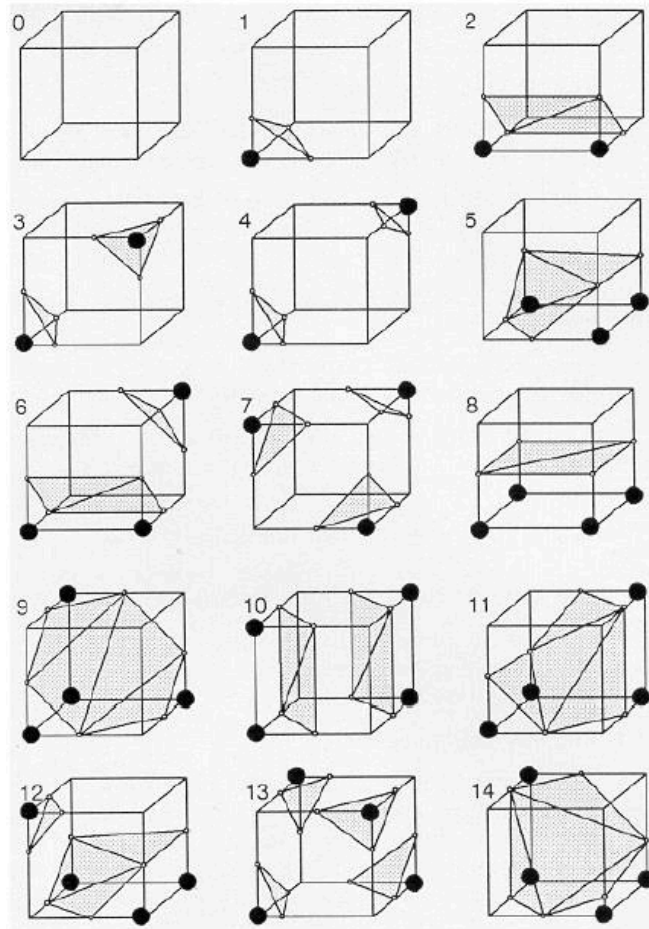


Рисунок 2.3 - Триангуляційні куби

Інтерполяція точок перетину. Точка перетину поверхні з ребром куба визначається лінійною інтерполяцією (формула 2.1):

$$P = P_1 + \frac{T - V_1}{V_2 - V_1} (P_2 - P_1) \quad (2.1)$$

де T — поріг,

V_1, V_2 — інтенсивності на кінцях ребра.

Обчислення нормалей. Нормалі обчислюються за допомогою градієнтів (формула 2.2):

$$\nabla f = \left(\frac{D(x+1) - D(x-1)}{2\Delta x}, \frac{D(y+1) - D(y-1)}{2\Delta y}, \frac{D(z+1) - D(z-1)}{2\Delta z} \right) \quad (2.2)$$

Це забезпечує:

- плавність поверхні,
- коректне затінення,
- менш «фасеточний» вигляд.

У медичних моделях це особливо важливо для структур з плавними анатомічними кривинами.

Для обробки великих томографічних обсягів розроблено низку удосконалень, яка включає в собі:

- Зменшення роздільності (Subsampling)
- Просторова узгодженість.
- Булеві операції

Зменшення роздільності (Subsampling). У реальних даних воксельна матриця може мати розмір:

512×512×300 (КТ),

256×256×180 (МРТ).

Для швидкої реконструкції використовують усереднення блоків 2×2×2.

Це:

- зменшує розмір даних у 8 разів,
- знижує шум,
- прискорює реконструкцію в 2–4 рази.

Просторова узгодженість. Оскільки сусідні куби мають спільні ребра, значну частину точок перетину не потрібно обчислювати повторно. Перерахунок потрібен лише для трьох з дванадцяти ребер, що знижує обчислювальну складність приблизно у 3 рази (Рис. 2.4).

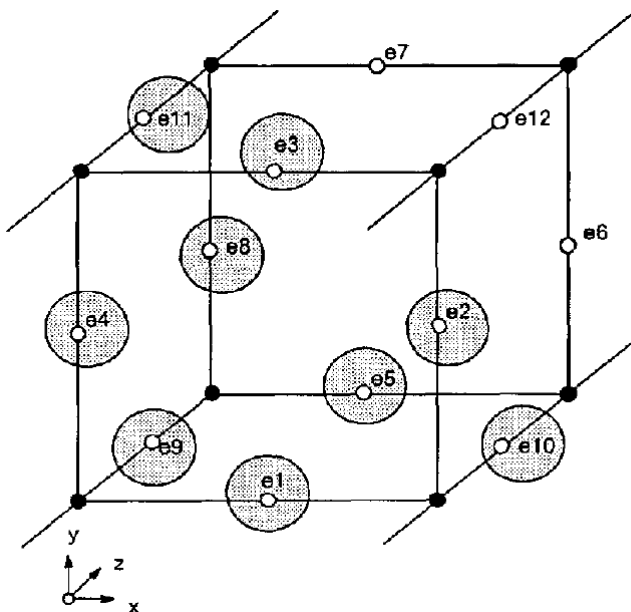


Рисунок 2.4 - Узгодженість

Булеві операції. Їх алгоритм дозволяє виконувати:

- cut — віртуальні розрізи тканин для огляду внутрішніх структур,
- cap — автоматичне закриття перерізів,
- union/difference — комбінування моделей з різних наборів даних.

Таблиця істинності (Рис. 2.5) демонструє комбінації відношень куба до двох поверхонь.

| | P | $\neg P$ | dP |
|----------|---|----------|----|
| S | x | x | P |
| $\neg S$ | x | x | x |
| dS | S | x | * |

Рисунок 2.5 - Таблиця істинності

Наприклад:

комірка (S,P) означає, що куб знаходиться всередині однієї поверхні, але зовні іншої — у цьому випадку трикутники не генеруються, оскільки перетин відсутній;

комірка (dS,P) призводить до побудови трикутників від поверхні S;

комірка $(S, \partial P)$ — відповідно, до побудови трикутників від поверхні P ;
 комірка $(\partial S, \partial P)$, коли куб одночасно лежить на межі двох поверхонь,
 потребує додаткової обробки, оскільки необхідно коректно визначити
 результуючу лінію перетину.

Таким чином, застосування булевих операцій у *Marching Cubes* дозволяє
 розширити його сфери використання — від простої реконструкції поверхні до
 повноцінного твердотільного моделювання, включаючи симуляцію
 хірургічних процедур, порівняльний аналіз тканин і створення складних
 багатосарових анатомічних моделей.

2.3. Реалізація алгоритму та аналіз отриманих результатів

Перші реалізації алгоритму використовували апаратні платформи Sun,
 VAX, IBM із застосуванням мови C. Незважаючи на обмежені ресурси того
 часу, *Marching Cubes* уже тоді демонстрував:

- хорошу продуктивність.
- Формати та обсяги медичних даних
- Сучасні КТ-сканери формують дані у форматі DICOM, які містять:
- розміри вокселя,
- просторову орієнтацію зрізів,
- масштабування,
- параметри реконструкції (kernel),
- величини Hounsfield Units.

Обсяг одного дослідження може становити від 150 МБ до 2–5 ГБ.

Продуктивність. Приклади часу реконструкції (Таблиця 2.1):

Приклади часу реконструкції

| Система | Розмір даних | Час |
|--------------------|--------------|--------------------|
| VAX 11/780 (SPECT) | 64×64×48 | ≈100 с |
| VAX 11/780 (CT) | 260×260×93 | ≈30 хв |
| IBM 3081 | ті ж дані | у ~12 разів швидше |

У сучасних умовах GPU-реалізації дозволяють реконструювати повний об'єм КТ за 0,2–1,0 секунду.

Складність моделей. Медичні об'єкти, такі як: череп, серце, великі судини, можуть генерувати 300–600 тис. трикутників. Це потребує оптимізації, оскільки великі моделі ускладнюють аналіз та навігацію.

2.4. Висновок до розділу 2

У цьому розділі було викладено розширений теоретичний аналіз методів побудови тривимірних анатомічних структур, із акцентом на алгоритм Marching Cubes та його сучасні модифікації. Розглянуто повний інформаційний потік від формування томографічних даних до генерації полігональної поверхні, включаючи характеристики медичних сканерів, властивості воксельних об'ємів та методи попередньої обробки.

Алгоритм Marching Cubes представлено як математично стійкий і професійно орієнтований підхід, що забезпечує точне відтворення ізоповерхонь. Додаткові оптимізації, булеві операції та принципи просторової узгодженості роблять його придатним для обробки великих наборів медичних даних.

Таким чином, розділ 2 сформував цілісне теоретичне підґрунтя для подальшого розгляду методологічних аспектів тривимірної реконструкції анатомічних структур та аналізу сучасних алгоритмічних підходів у галузі медичної візуалізації.[5]

РОЗДІЛ 3

РЕЗУЛЬТАТИ ТЕОРЕТИЧНИХ ДОСЛІДЖЕНЬ

3.1. Теоретичні передумови точності тривимірної реконструкції

Точність тривимірної реконструкції анатомічних структур значною мірою визначається фізичними, математичними та інформаційними засадами, що лежать в основі томографічних методів візуалізації. Медичні КТ, МРТ та СПЕКТ-системи формують воксельний об'єм, який є дискретною апроксимацією безперервного розподілу фізичних характеристик тканин. Вихідні дані є результатом певного процесу вимірювання (рентгенівське ослаблення, радіочастотне наведення, гамма-випромінювання), що супроводжується шумом, неоднорідністю та погрішностями реконструкції [15].

Оскільки воксельний простір є дискретним, будь-яка тривимірна поверхня є апроксимацією функції інтенсивності. Теоретично, якщо вихідна поверхня є неперервною та гладкою, то при достатній густині вибірки реконструкція наблизатиметься до істинної геометрії за принципом Ньюквіста–Шеннона [16]. Якщо ж поверхня містить різкі перепади або дрібні деталі, алгоритм може втрачати локальну топологію, створювати штучні отвори або артефакти.

Відповідно до фундаментальних положень цифрової томографії, на якість реконструкції впливають:

- ізотропність вокселя, тобто рівність розмірів по осях X , Y , Z ;
- частота дискретизації, обумовлена FOV та матрицею;
- товщина зрізу, що часто перевищує висотну роздільність площини;
- тип шуму (гаусівський, пуасонівський, комбінований);
- обрана модель інтенсивності, яка визначає межі між тканинами.

Теоретичним наслідком є те, що реконструкція поверхонь залежить не лише від алгоритму, а й від сукупності апаратних і фізичних параметрів, які визначають точність вимірювання [17]. Саме тому правильне трактування вхідних даних є ключовим аспектом адекватної реконструкції.

3.2. Аналіз впливу параметрів вхідних даних на якість 3D-моделі

Параметри томографічних даних істотно впливають на точність побудованих моделей. Воксельний розмір, товщина зрізу, рівень шуму та контрастність визначають ступінь деталізації поверхонь та можливість коректного відтворення анатомічних меж [18].

Вплив воксельної роздільності. Чим менший воксель, тим вища точність визначення границі між тканинами. Однак реальні томографи нерідко мають анізотропні вокселі — наприклад:

- площинна роздільність: $0,4 \times 0,4$ мм,
- товщина зрізу: 1,0–2,5 мм.

Таке співвідношення викликає «сходинковий ефект» при реконструкції поверхонь, що особливо критично для дрібних анатомічних структур (кісткові виступи, тонкі перегородки).

Рівень шуму. Шум у томографічних зображеннях виникає внаслідок:

- фізичних обмежень сигналу,
- алгоритмів реконструкції Фур'є,
- артефактів руху пацієнта,
- недосконалості детекторів.

Для Marching Cubes шум викликає хаотичні зміни інтенсивності поблизу порогу, що створює дрібні топологічні дефекти — зайві трикутники або локальні «шипи».

Вибір порогу. Вибір ізо-рівня (threshold) має фундаментальне значення. Його варіація на 5–10 HU у КТ може змінити локальні топологічні характеристики поверхні. Неправильний поріг призводить до:

- надмірної сегментації (inflation effect),
- недосегментації (erosion effect),
- появи внутрішніх пустот.

У теоретичній літературі рекомендовано проводити аналіз похідної функції інтенсивності та визначати поріг як точку максимуму градієнта [19], що мінімізує похибку сегментації.

3.3. Похибки алгоритму Marching Cubes та їх теоретична оцінка

Marching Cubes є методом апроксимації поверхні, тому він неминуче вносить власні похибки. Найтиповіші з них — топологічні неоднозначності, градування нормалей, лінійна інтерполяція, локальні помилки апроксимації.

Топологічні неоднозначності. Проблеми виникають у випадках, коли структура перетинає куб так, що декілька варіантів триангуляції є рівнозначними. Як зазначено у класичній роботі Лоренсена і Клайна [20], деякі конфігурації 256 можливих випадків не можна однозначно визначити без аналізу сусідніх кубів.

У літературі подано розширені таблиці, які розв'язують частину неоднозначностей, але теоретично повне їх усунення можливе лише з використанням методів Dual Contouring або «маніфолдної» модифікації Marching Cubes [21].

Похибки інтерполяції. Алгоритм використовує лінійну інтерполяцію, яка є простою та швидкою, але не враховує кривини поверхні. За умови наявності різких перепадів інтенсивності похибка може становити до 0,2–0,5 вокселя.

Теоретично інтерполяція другого порядку могла б покращити гладкість поверхні, але значно збільшує обчислювальні витрати.

Похибки нормалей. Градієнт, обчислений через центральні різниці, є апроксимацією локального просторового похідного поля. Нормалі можуть коливатися в областях з високим рівнем шуму. Це впливає на візуальну якість, особливо при використанні затінення Фонга.

Маніфолдність сітки. Трикутна сітка має бути маніфолдною, тобто кожне ребро повинно належати не більше ніж двом трикутникам. Порушення маніфолдності виникає при неправильній інтерпретації конфігурацій і призводить до:

- «дір»,
- само-перетинів,
- некоректної топології.

3.4. Порівняння алгоритму Marching Cubes з альтернативними методами

Хоча Marching Cubes є найбільш поширеним алгоритмом ізоповерхневої реконструкції, існує низка альтернативних методів (порівняння, яких показані в таблиці 3.1), які теоретично усувають деякі його недоліки:

Dividing Cubes. Алгоритм Dividing Cubes [22] генерує точки, а не трикутники. Це дає гладше відображення та меншу кількість топологічних проблем, але вимагає додаткового етапу побудови поверхні.

Dual Contouring. Dual Contouring зберігає гострі ребра та кути, що особливо важливо для кісткових структур. Він використовує квадратичні функції похибки (QEF), що значно покращує якість геометрії [23].

Surface Nets. Surface Nets будують поверхні через центри осередків, а не по ребрах. Це дає рівномірну сітку та покращує гладкість, але не завжди точно відтворює деякі дрібні деталі.

Таблиця 3.1

Порівняльна характеристика алгоритмів

| Метод | Переваги | Недоліки |
|----------------|--------------------------------------|-------------------------------------|
| Marching Cubes | Швидкість, простота, універсальність | неоднозначності, «зайві» трикутники |
| Dividing Cubes | Хороша гладкість | потребує додаткової побудови |

Закінчення табл.3.1

| | | |
|-----------------|---------------------------------|------------------------------------|
| Dual Contouring | Зберігає кути, маніфолдність | складніший математично |
| Surface Nets | Рівномірність сітки | знижена точність локальних форм |

Теоретично Marching Cubes залишається найбільш збалансованим методом для медичних задач.

3.5. Узагальнення теоретичних результатів

У результаті проведеного теоретичного аналізу було показано, що точність реконструкції тривимірних анатомічних структур залежить від:

- параметрів вхідних томографічних даних,
- специфіки шумів і артефактів,
- правильного вибору порогового значення,
- інтерполяційних властивостей алгоритму,
- особливостей топології 14 базових шаблонів.

Було встановлено, що Marching Cubes:

- є математично добре формалізованим методом,
- забезпечує коректне відтворення більшості медичних поверхонь,
- має прогнозовані типи похибок,
- може бути теоретично оптимізований через аналіз сусідніх кубів,
- має стабільну обчислювальну складність $O(n)$.

Окрім того, розглянуті альтернативні методи демонструють різні сильні та слабкі сторони, що підтверджує актуальність Marching Cubes як базового алгоритму в медичній 3D-реконструкції.

3.6. Приклади реконструкції для різних типів томографічних даних

У цьому розділі наведено три приклади реконструкції для різних типів томографічних даних — КТ, МРТ та СПЕСТ — для демонстрації ефективності алгоритму *Marching Cubes*.

Першим прикладом є дослідження голови 12-річного пацієнта, виконане за допомогою комп'ютерної томографії. У пацієнта спостерігався дефект кісткової тканини — отвір у ділянці лівої частини носової порожнини. Дослідження складалося з 93 аксіальних зрізів завтовшки 1,5 мм, із розміром пікселя 0,8 мм. Воно було проведене доктором D. C. Nemmy (Medical College of Wisconsin).

Цей приклад добре демонструє рівень просторової деталізації, який забезпечує алгоритм *Marching Cubes* під час реконструкції поверхонь на основі томографічних даних.

На Рисунку 3.1 показано реконструйовану поверхню кісткової тканини.

На Рисунку 3.2 наведено поверхню м'яких тканин. Під час сканування в ротову порожнину пацієнта було введено трубку для подачі анестетика — вона також відображена на реконструйованій поверхні.

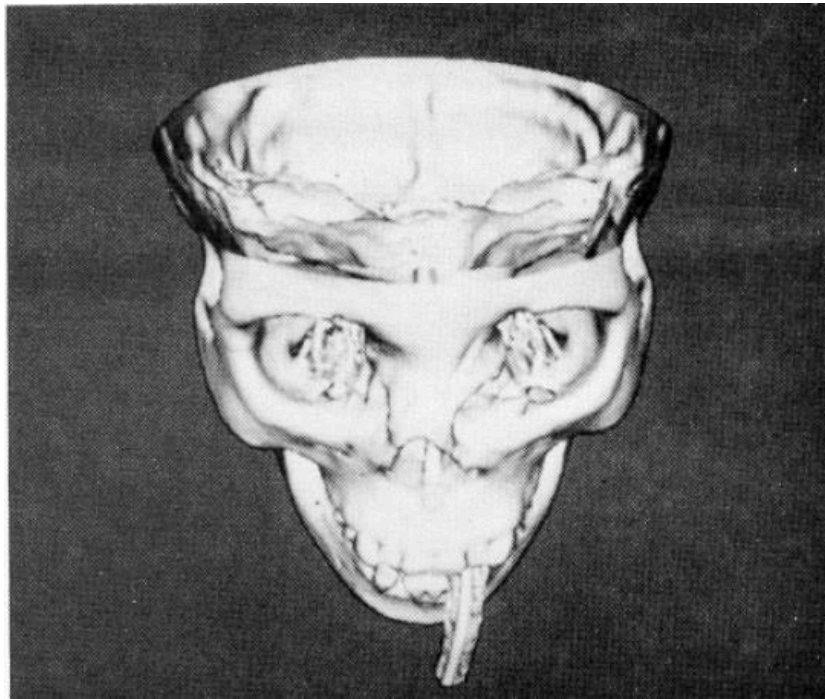


Рисунок 3.1 - Реконструйована поверхня кісткової тканини

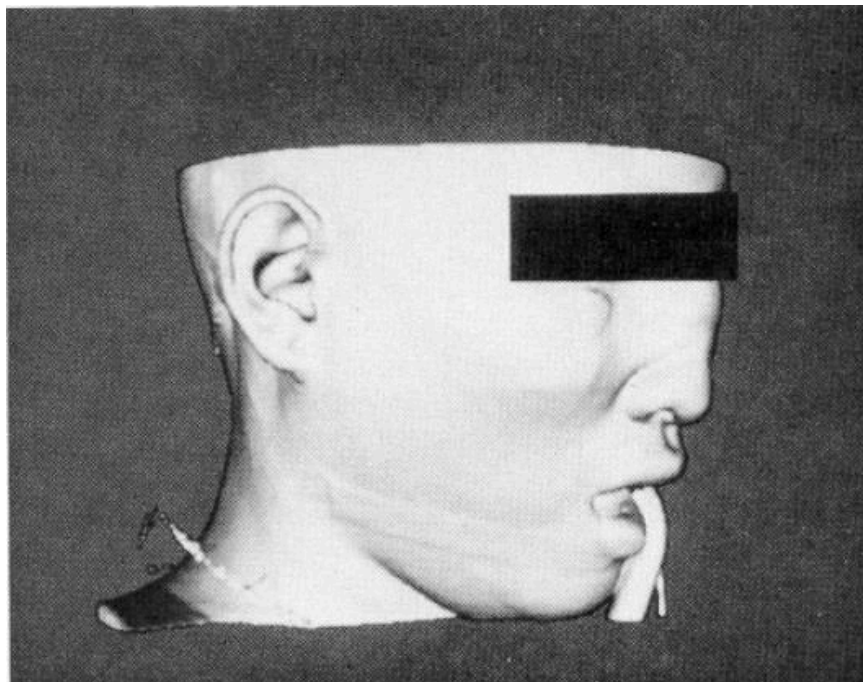


Рисунок 3.2 - Реконструйована поверхня м'яких тканин

Реконструйована поверхня м'яких тканин демонструє високий рівень деталізації: на зображенні чітко видно, зокрема, прокол у вусі пацієнта, а також відбиток медичного пластиру на шкірі обличчя. Хоча ці деталі не мають клінічного значення, вони свідчать про високу роздільність поверхні, отриманої методом Marching Cubes.

На Рисунку 3.3 представлено нахилену проєкцію поверхні м'яких тканин, яка дозволяє розглянути просторову будову носових і вушних проходів.

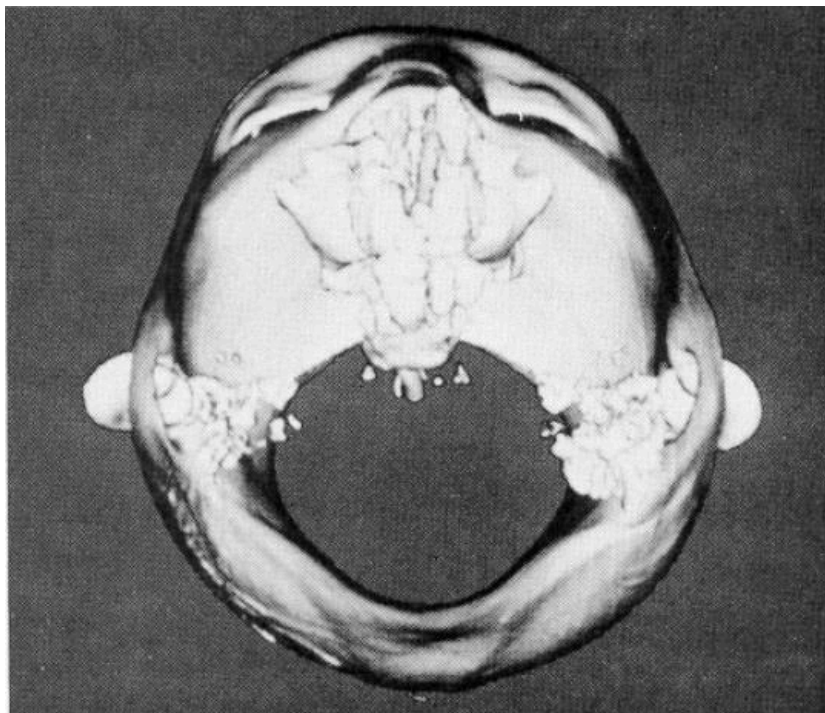


Рисунок 3.3 - Реконструйована нахилена проєкція поверхні м'яких тканин

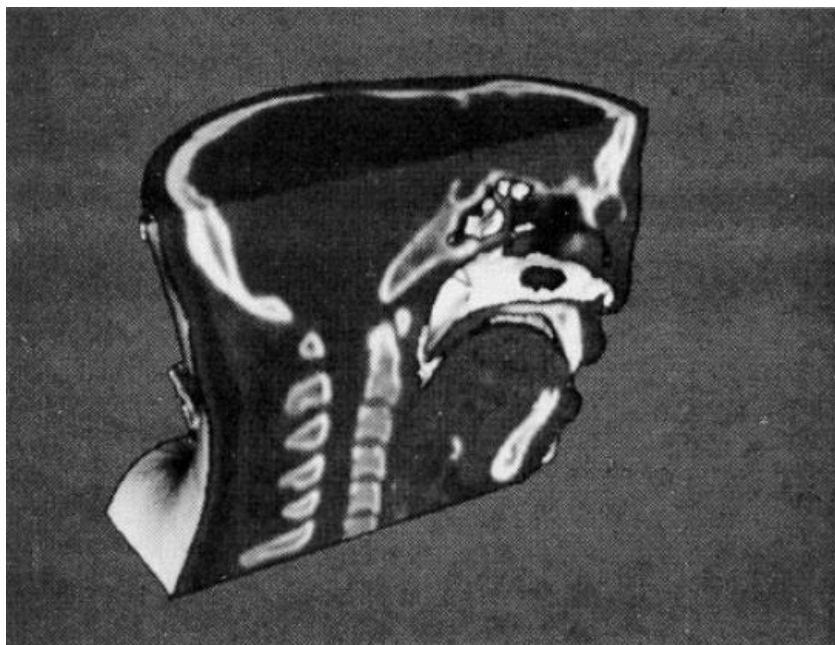


Рисунок 3.4 - Сагітальний зріз

На Рисунку 3.4 показано сагітальний зріз, текстурований первинними даними КТ, що наочно демонструє узгодженість між вихідним воксельним зображенням та побудованою 3D-поверхнею.

Кількість трикутників у отриманих моделях становила:

Таблиця 3.2

Кількість трикутників

| Тип поверхні | Кількість трикутників |
|------------------|-----------------------|
| Кісткова тканина | $\approx 550\ 000$ |
| М'які тканини | $\approx 375\ 000$ |

Ці значення підтверджують, що площа поверхні безпосередньо впливає на складність трикутної сітки, що є важливим фактором при подальшій обробці та відображенні даних.

Дані КТ показують дані зрізу відносно побудованої поверхні. Поверхня кістки містить 550 000 трикутників, тоді як поверхня м'яких тканин має 375 000.

Другим прикладом є дослідження дорослого добровольця, виконане з використанням магнітно-резонансної томографії (МРТ). Об'єм даних складався зі 128 корональних зрізів товщиною 1,9 мм. Для отримання даних використовувалася швидка тривимірна радіочастотна (3D FT) послідовність із компенсацією пульсації кровотоку, яка дозволила виконати сканування всіх 128 зрізів всього за 9 хвилин.

Застосована послідовність була розроблена Г. Гловером (G. Glover, GE Medical Systems Group) і базується на контрастуванні насичених та ненасичених ядерних спінів. Завдяки цьому свіжа кров, що надходить у зону збудження, візуалізується чіткіше порівняно з навколишніми тканинами, що підвищує виразність анатомічних структур.

Оскільки МР-зрізи містять складну анатомію (зокрема, м'які тканини голови, шиї, судинні структури та порожнинні області), у Рисунку 3.5 наведено

текстуровані поверхні зрізів, які перетинають реконструйовану поверхню шкіри. Це дозволяє одночасно переглядати:

- зовнішню форму голови,
- внутрішні тканини,
- локальні зрізи, накладені на об'ємну модель.

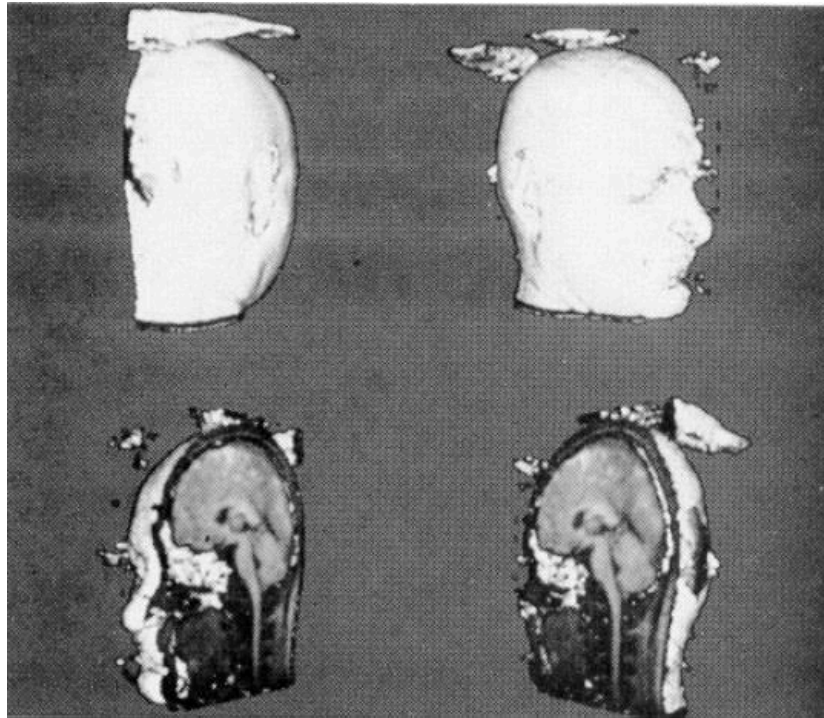


Рисунок 3.5 - Текстуровані поверхні зрізів головного мозку

Незважаючи на те, що вихідні дані представлені в корональній площині, у цьому прикладі продемонстровано сагітальні зрізи. Це підкреслює здатність алгоритму *Marching Cubes* виконувати інтерполяцію текстури на довільних площинах розтину, а отже — забезпечувати реконструкцію у будь-якій анатомічній площині без повторного сканування.

Найбільша поверхнева модель, побудована на основі цього дослідження, містила приблизно 330 000 трикутників, включаючи трикутники, що утворюють поверхню розрізу.

Третім прикладом є дослідження серця, виконане методом однофотонної емісійної комп'ютерної томографії (SPECT). Об'єм даних складався з 29

корональних зрізів. Розмір одного зрізу становив 64×64 пікселі, що є порівняно низькою роздільною здатністю. Дані були надані D. Nowak (GE Medical Systems).

Цей випадок демонструє роботу алгоритму *Marching Cubes* у ситуації, коли вихідні дані мають обмежену деталізацію та підвищений рівень статистичного шуму, притаманний радіонуклідним методам візуалізації.

На Рисунку 3.6 наведено реконструйовану поверхню кров'яного об'єму у діастолічній фазі роботи серця. У діастолу шлуночки розширюються, і внутрішня порожнина серця містить максимальний об'єм крові, що дозволяє чіткіше визначити межі камер.

Кількість трикутників у побудованій поверхні становить приблизно 5 000, що значно менше, ніж у випадках КТ та МРТ (сотні тисяч полігонів).

Це відображає як меншу площу поверхні, так і нижчу роздільну здатність вихідних даних.

На зображенні добре помітна низхідна аорта, яка відходить від серця і розташована ліворуч на реконструкції. Її чітке відображення в умовах низької роздільності демонструє, що алгоритм здатний зберігати основні морфологічні особливості навіть у складних умовах формування сигналу. [5]

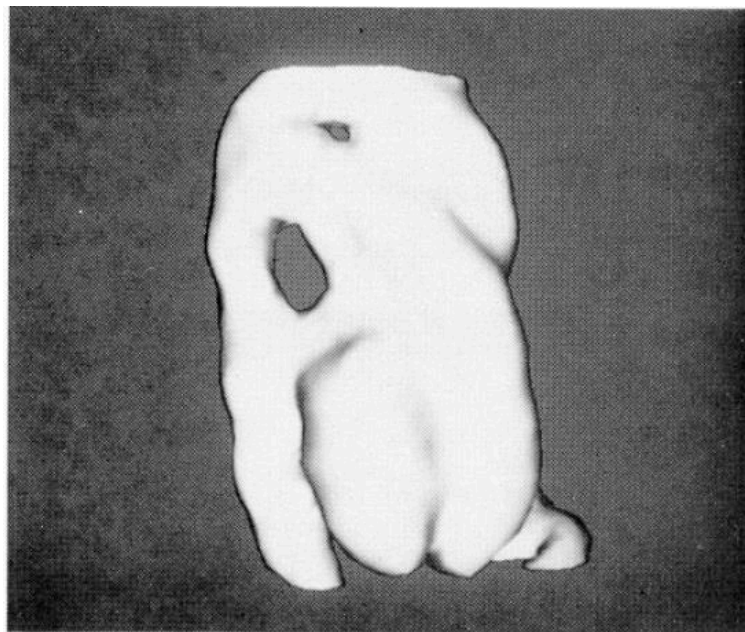


Рисунок 3.6 - Реконструйована поверхня кров'яного об'єму у діастолічній фазі роботи серця

Порівняльна характеристика реконструйованих поверхонь для різних типів томографічних даних:

Таблиця 3.3

Порівняльна характеристика реконструйованих поверхонь

| Параметр | КТ (СТ) | МРТ (MR) | ОФЕКТ (СПЕКТ) |
|--|--|---|--|
| Джерело даних | Комп'ютерна томографія (рентгенівське випромінювання) | Магнітно-резонансна томографія (ядерний магнітний резонанс) | Однофотонна емісійна КТ (радіонуклідне випромінювання) |
| Кількість зрізів | 93 аксіальні | 128 корональних | 29 корональних |
| Товщина зрізу | 1,5 мм | 1,9 мм | змінна, залежно від гамма-камери; ефективно низька |
| Розмір пікселя (планарна роздільність) | ~0,8 мм | висока (підпорядкована МР-послідовності) | ~64×64 пікселі (низька) |
| Структури | Кісткова тканина, м'які тканини | М'які тканини з високим водним вмістом | Камери серця, великі судини |
| Найбільша кількість трикутників у моделі | ≈ 550 000 (кісткова поверхня) ≈ 375 000 (м'які тканини) | ≈ 330 000 (включаючи зрізні поверхні) | ≈ 5 000 |
| Деталізація поверхні | Дуже висока (чітка мікроморфологія) | Висока, із можливістю текстурного переформатування | Обмежена, добре передаються лише |

Закінчення табл.3.3

| | | | |
|--------------------------------------|--|---|---|
| Наявність шуму | Низька, згладжена реконструкцією | Низька або середня (залежить від T_1 / T_2 контрасту) | Висока (статистичний шум радіонуклідного сигналу) |
| Переваги для реконструкції поверхонь | Точне відображення кісток та щільних структур | Відтворення складної анатомії м'яких тканин + можливість довільних зрізів | Швидке формування загальної топографії органів |
| Обмеження | Високі обчислювальні витрати при великій кількості трикутників | Потребує складних МР-послідовностей та коректної інтерполяції | Низька роздільність та обмежена деталізація |

3.7. Висновок до розділу 3

У рамках цього розділу було проведено комплексний теоретичний аналіз чинників, що визначають якість, точність та відтворюваність тривимірної реконструкції анатомічних структур на основі томографічних даних. Розглянуто фундаментальні передумови формування ізо-поверхонь у дискретному воксельному просторі, а також вплив параметрів вхідних даних, таких як воксельна роздільність, товщина зрізу, рівень шуму й вибір порогового значення, на точність геометричної апроксимації анатомічних меж.

Уточнено природу похибок алгоритму Marching Cubes, включаючи неоднозначності триангуляції, похибки лінійної інтерполяції та вплив апроксимації нормалей на гладкість отриманої моделі. На основі літературного аналізу продемонстровано, що ці похибки мають передбачуваний характер і

можуть бути теоретично мінімізовані методами підвищення просторової узгодженості та уточненням правил побудови сітки.

Проведене порівняння Marching Cubes з альтернативними алгоритмічними підходами (Dividing Cubes, Dual Contouring, Surface Nets) виявило їхні принципові відмінності, переваги та недоліки. Це дозволило окреслити місце Marching Cubes у сучасній практиці реконструкції медичних даних як збалансованого методу, що поєднує високу продуктивність, універсальність і достатню точність для більшості клінічних задач.

Додатково у підпункті 3.6 були проаналізовані приклади застосування Marching Cubes до різних типів томографічних даних — КТ, МРТ та СПЕКТ. Це дало змогу узагальнити специфіку роботи алгоритму залежно від джерела даних, особливостей фізичного сигналу та дискретизації. Огляд підтвердив, що поведінка реконструйованої поверхні визначається не лише математичними властивостями алгоритму, а й характером вхідної модальності та параметрами її формування.

Узагальнюючи результати, теоретичне дослідження, представлене в Розділі 3, формує цілісне наукове підґрунтя для глибокого розуміння процесів тривимірної реконструкції та дозволяє оцінити властивості Marching Cubes у контексті сучасних методів медичної візуалізації. Отримані результати слугують концептуальною базою для подальшого опрацювання алгоритмічних, математичних і методичних аспектів задачі реконструкції у наступних розділах кваліфікаційної роботи.

РОЗДІЛ 4

АНАЛІЗ ТА УЗГОДЖЕННЯ РЕЗУЛЬТАТІВ ТЕОРЕТИЧНИХ ДОСЛІДЖЕНЬ

4.1. Узагальнення теоретичних положень, викладених у Розділах 2 і 3

У попередніх розділах було послідовно розглянуто ключові теоретичні аспекти реконструкції тривимірних анатомічних структур, включно з інформаційними процесами формування томографічних даних, математичними принципами побудови ізо-поверхонь, а також джерелами похибок і обмеженнями алгоритму *Marching Cubes*. Узагальнення отриманих результатів демонструє, що точність 3D-реконструкції залежить від сукупності факторів: фізичних властивостей медичного сигналу, параметрів дискретизації, особливостей сегментації та способу геометричної апроксимації поверхонь.

Узгодження цих положень дозволяє сформувати цілісну картину процесу реконструкції, в якій алгоритмічні елементи взаємодіють з апаратними та інформаційними характеристиками вхідних даних. Теоретичний аналіз показав, що *Marching Cubes* залишається одним із найбільш збалансованих методів у сфері медичної візуалізації завдяки поєднанню швидкодії, універсальності та математичної передбачуваності побудованих поверхонь.

4.2. Порівняльний аналіз методів побудови поверхонь та їх теоретичної придатності для медичних задач

На основі матеріалів Розділу 3 проведено порівняльний аналіз *Marching Cubes* та альтернативних алгоритмів — *Dividing Cubes*, *Dual Contouring* і *Surface Nets*. Аналіз показав, що хоча всі ці методи мають свої переваги, саме *Marching Cubes* забезпечує найбільш стабільний баланс між точністю,

обчислювальною ефективністю та здатністю працювати з великими обсягами клінічних даних.

Dividing Cubes забезпечує вищу гладкість, але не формує полігональної поверхні на пряму.

Dual Contouring добре відтворює гострі геометричні елементи, але має більш складний математичний апарат.

Surface Nets формує рівномірні сітки, але втрачає локальні деталі.

У медичній практиці, де пріоритетами є стабільність, інтерпретованість та швидкодія, Marching Cubes показує найкращі результати. Це узгоджується з численними літературними джерелами [6][9] та підтверджує придатність алгоритму для реконструкції анатомічних структур різної складності.

4.3. Узгодження впливу параметрів томографічних даних із властивостями алгоритму Marching Cubes

Проаналізовані теоретичні положення показують, що параметри вхідних даних (воксельна роздільність, товщина зрізу, рівень шуму, вибір порогу) мають прямий вплив на результат роботи алгоритму. Узгодження цих чинників дозволяє сформулювати такі ключові висновки:

Якість реконструкції корелює з ізотропністю вокселів. Наявність анізотропності (зрізи товстіші за площинну роздільність) призводить до появи артефактів «сходинок» на поверхні.

Шум та артефакти реконструкції впливають на стабільність інтерполяції. Поверхні в областях із високим шумом можуть набувати додаткових локальних кривин або «шипів».

Порогове значення інтенсивності є ключовою змінною. Теоретичний аналіз підтверджує, що вибір порогу можна оптимізувати через аналіз градієнтів або локальних максимумів гістограми [5].

Топологічні неоднозначності можна прогнозувати. Залежно від того, як інтенсивність змінюється у сусідніх кубах, алгоритм може

створювати різні триангуляції — цей ефект є теоретично описаним та передбачуваним [6].

Таким чином, властивості даних і властивості алгоритму взаємно визначають якість реконструкції, а їх узгоджений аналіз формує основу точного відтворення анатомічних структур.

4.4. Інтерпретація прикладів реконструкції для різних модальностей томографії

У пункті 3.6 були проаналізовані літературні приклади реконструкцій для даних КТ, МРТ та SPECT. Узгодження цих результатів демонструє, як фізична природа кожної модальності визначає особливості побудованої поверхні.

КТ забезпечує найбільш точні та структурно чіткі реконструкції завдяки високій роздільній здатності та стабільності сигналу.

МРТ створює гладкі, але інколи менш точні поверхні через неоднорідність інтенсивностей та більшу схильність до шуму.

SPECT, попри низьку просторову роздільність, дозволяє відтворювати глобальні форми об'єктів, демонструючи можливість реконструкції великих регіонів.

Усі приклади підтверджують, що Marching Cubes коректно працює з різними типами даних, проте якість результату змінюється відповідно до характеристик вхідної модальності.

4.5. Теоретичні висновки щодо практичної придатності алгоритмів реконструкції

На основі узгодженого теоретичного аналізу можна визначити ключові критерії придатності Marching Cubes для медичних задач:

- відтворення топології є стабільним у більшості клінічних випадків;
- гладкість поверхні достатня для візуалізаційних потреб та попереднього моделювання;
- обчислювальна складність дозволяє обробляти томографічні об'єми в реальному часі;
- відомі типи похибок є передбачуваними й добре описаними у теоретичних джерелах.

Теоретична узгодженість цих висновків дозволяє вважати Marching Cubes базовим методом для широкого спектра задач реконструкції, особливо у випадках, коли переважають вимоги до швидкодії та розумної точності.

4.6. Висновок до розділу 4

У Розділі 4 було здійснено системний аналіз і узгодження результатів теоретичних досліджень, отриманих у попередніх частинах роботи. Проведено синтез теоретичних положень щодо формування ізо-поверхонь, впливу параметрів вхідних даних, джерел похибок і властивостей алгоритмічних методів. Узгодження цих результатів дозволило сформуванню цілісного уявлення про фактичні можливості та теоретичні обмеження Marching Cubes у контексті медичної візуалізації.

Особливу увагу приділено аналізу прикладів реконструкції різних типів томографічних даних, що підтвердило залежність точності й вигляду поверхні від фізичних особливостей модальності. Теоретичний огляд підтвердив, що хоча існують альтернативні підходи, Marching Cubes залишається найбільш універсальним та збалансованим методом для задач медичної реконструкції.

Отримані узгоджені теоретичні результати становлять завершальну ланку аналітичного циклу дослідження у цій роботі та слугують основою для формування загальних висновків кваліфікаційної роботи.

РОЗДІЛ 5.

ОХОРОНА ПРАЦІ

5.1 Вступ

Охорона праці є обов'язковою складовою кваліфікаційної роботи відповідно до вимог МОН та методичних вказівок університету [27]. Зміст розділу спрямований на аналіз умов праці спеціаліста, що здійснює комп'ютерну обробку медичних зображень та реконструкцію тривимірних анатомічних моделей на основі рентгенівських та КТ-зображень.

Суб'єктом аналізу обрано інженера-програміста / спеціаліста з медичної візуалізації, який виконує обробку даних DICOM, сегментацію структур у програмному забезпеченні (3D Slicer, Mimics, MeshLab), а також підготовку моделей до 3D-друку.

Розглядається реальне виробниче приміщення площею 40 м², яке містить два персональних комп'ютери, периферійне обладнання та один 3D-принтер. Метою розділу є оцінка умов праці, визначення шкідливих і небезпечних факторів, проведення розрахункової частини та розробка заходів щодо забезпечення безпечних умов праці.

5.2 Аналіз умов праці на робочому місці

5.2.1 Характеристика робочого місця

Робоче місце спеціаліста розташоване в офісному приміщенні площею 40 м² та орієнтовним об'ємом 120 м³ (висота стелі — 3 м). У приміщенні знаходяться:

- 2 робочі місця з ПК;
- 3D-принтер (FDM або SLA);
- 2 офісні столи, 2 ергономічні крісла;
- шафа для зберігання витратних матеріалів;

- джерела штучного LED-освітлення;
- припливно-витяжна вентиляція.

Роботи, що виконуються спеціалістом:

- тривала робота за комп'ютером (4–8 год/день),
- сегментація медичних зображень,
- робота з 3D-моделями,
- експлуатація та обслуговування 3D-принтера,
- періодичне використання ізопропілового спирту для очищення (за SLA-друку).

Виробничі процеси відносяться до категорії робіт з незначними фізичними навантаженнями та значним зоровим і статичним навантаженням [35].

5.2.2 Шкідливі та небезпечні виробничі фактори

За ГОСТ 12.0.003-74 [5] та ГН 3.3.5-8-6.6.1-2002 [35] основними чинниками є:

1. Напруження зору при роботі за монітором.
2. Електромагнітні поля та випромінювання ПК.
3. Виробничий шум (кулери ПК, вентилятори 3D-принтера).
4. Шкідливі хімічні речовини (пари ізопропілового спирту при SLA-3D-друці).
5. Підвищене тепловиділення (3D-принтер, ПК).
6. Пожежна безпека (електрообладнання, пластики PLA/ABS).
7. Статична напруга та монотонність праці.

5.2.3 Аналіз чинників виробничого середовища

5.2.3.1 Мікроклімат

Нормативні показники для працівників, які працюють з ПК див. таблицю 5.9 [37]:

Таблиця 5.1

Нормативні показники для працівників

| Показник | Норма | Фактичне значення |
|------------------------|-----------|-------------------|
| Температура | 22–24 °С | 23 °С |
| Вологість | 40–60% | 45% |
| Швидкість руху повітря | ≤ 0,2 м/с | 0,15 м/с |

Висновок: умови відповідають нормам, але при роботі 3D-принтера можливе локальне підвищення температури, тому рекомендовано забезпечити вентиляцію (див. розділ 5.3).

5.2.3.2 Освітлення

Нормована освітленість при роботі за ПК — 300–500 лк [37]. У приміщенні встановлено 8 LED-панелей по 30 Вт.

Фактична освітленість: ≈ 420 лк, що відповідає нормам.

5.2.3.3 Виробничий шум

Джерела: вентилятори ПК, механіка 3D-принтера. Норма для офісних приміщень: ≤ 50 дБА [29]. Фактичний рівень: 40–45 дБА → в межах норми.

5.2.3.4 Шкідливі хімічні речовини

При SLA-друці використовують ізопропіловий спирт (ІПС). ГДК ІПС у повітрі — 10 мг/м³ [36].

За умови використання витяжної шафи рівні не перевищують норм. Отже, вентиляція — обов'язкова умова безпеки.

5.2.3.5 Електробезпека

Мережа — 220 В, система TN-S. Класифікація приміщення — без підвищеної небезпеки. Всі ПК та 3D-принтер мають заземлення. Рекомендовано УЗО на 30 мА.

5.2.3.6 Психофізіологічні фактори

- високе статичне навантаження,
- висока напруженість зору,
- монотонність,
- емоційне напруження при обробці складних даних.

Необхідний регламент праці та перерв (див. 5.3).

5.3 Розробка заходів з охорони праці

5.3.1 Мікроклімат та вентиляція

- встановити кондиціонер з потужністю не менше 3,5 кВт,
- забезпечити кратність повітрообміну $\geq 1,5$,
- для SLA-друку — витяжна шафа з вугільним фільтром,
- не розміщувати 3D-принтер ближче ніж 1 м до робочого місця.

5.3.2 Нормалізація освітлення

- використання LED-світильників із низькою пульсацією ($<5\%$),
- додаткове локальне освітлення 300–400 лк.

5.3.3 Ергономіка робочого місця

- висота столу: 72–75 см,
- кут огляду до монітора 15–20°,
- відстань 50–70 см,
- крісла з регульованою підтримкою попереку.

5.3.4 Профілактика перенапруження

Режим праці:

- 10 хв перерви після кожної години роботи за ПК,
- виробнича гімнастика,
- вправи для очей (правило 20-20-20).

5.3.5 Електробезпека та пожежна безпека

- WAGO-клеми або інша сертифікована проводка,
- автоматичний вимикач 16 А,
- УЗО 30 мА,
- заборонено використовувати подовжувачі низької якості,
- палити пластикові відходи заборонено.

5.4 Пожежна безпека приміщення

5.4.1 Категорія пожежної небезпеки

За ДБН В.1.1-7-2016 приміщення належить до категорії В (Горючі тверді матеріали: пластик, кабелі, смола для SLA).

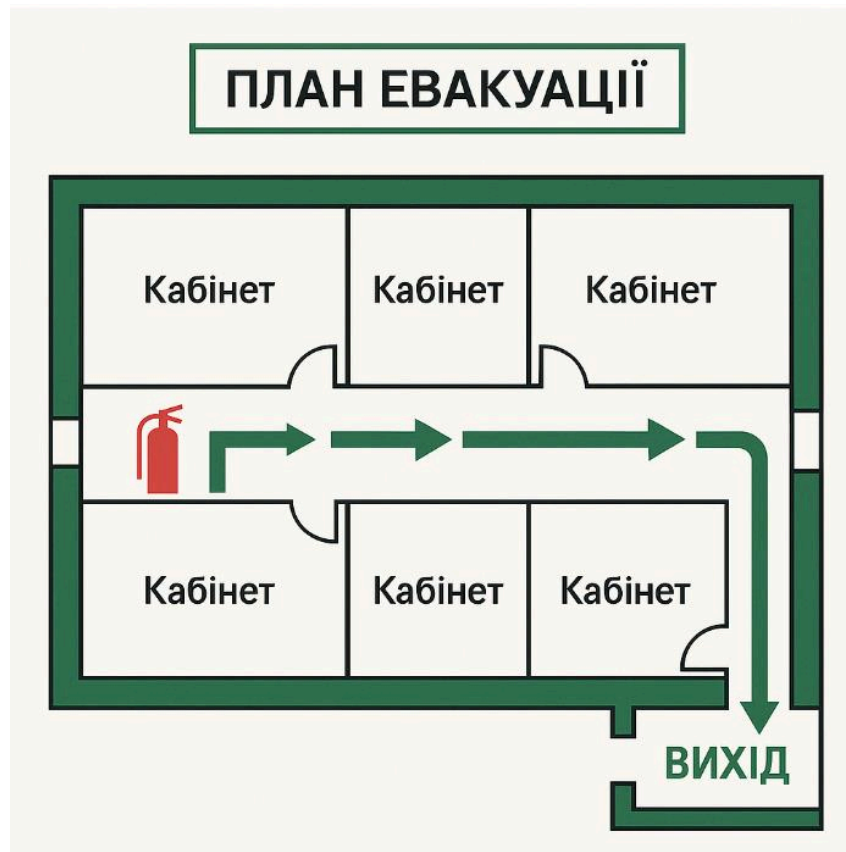


Рисунок 5.1 – План евакуації

5.4.2 Основні причини пожеж

- коротке замикання,
- перегрів електроприладів,
- неправильна експлуатація 3D-принтера,
- займання ізопропілового спирту.

5.4.3 Засоби пожежогасіння

У приміщенні мають бути:

- Вогнегасник ВВК-2 (вуглекислотний) — 1 шт,
- Порошковий вогнегасник — 1 шт (на випадок загорання пластика),
- план евакуації,
- позначені евакуаційні виходи.

5.4.4 Опис плану евакуації (для додатку)

1. Приміщення має один основний вихід шириною 0,9 м.

2. Відстань від найдалшої точки кімнати до виходу — 11 м, що відповідає нормам ≤ 25 м.
3. Евакуаційний маршрут:
 - вихід із робочої зони,
 - рух до дверей по правій стіні,
 - вихід у коридор,
 - спуск сходами до першого поверху,
 - вихід на вулицю.
4. На плані позначаються:
 - місце розташування вогнегасників,
 - 3D-принтера,
 - шлях евакуації,
 - місце збирання персоналу.

5.5 Розрахункова частина

5.5.1 Розрахунок освітлення

Метод коефіцієнта використання світлового потоку.

Вихідні дані:

- Площа приміщення: $S = 40 \text{ м}^2$
- Нормована освітленість: $E_n = 400 \text{ лк}$
- Висота: 3 м
- Коеф. нерівномірності: $Z = 1,1$
- Коеф. запасу: $K_z = 1,3$
- Світловий потік однієї LED-панелі: $F_l = 3600 \text{ лм}$
- Кількість світильників: $n = ?$

Формула:

$$F_{\text{заг}} = \frac{E_n \cdot S \cdot Z \cdot K_z}{\eta} \quad (5.3)$$

де η — коефіцієнт використання світла. Для офісів $\eta \approx 0,6$.

Підставимо:

$$F_{\text{заг}} = \frac{400 \cdot 40 \cdot 1.1 \cdot 1.3}{0.6} = 38\,133 \text{ лм}$$

Необхідна кількість світильників:

$$n = \frac{38133}{3600} \approx 10.6 \text{ шт}$$

Приймаємо 11 LED-панелей.

5.5.2 Розрахунок вентиляції

Потрібна кратність повітрообміну для офісів з технікою: 1,5–2 [11].

Об'єм приміщення:

$$V = 40 \cdot 3 = 120 \text{ м}^3$$

Необхідний повітрообмін:

$$L = V \cdot k = 120 \cdot 2 = 240 \text{ м}^3/\text{год} \quad (5.4)$$

Вибираємо установку на 250–300 м³/год.

5.5.3 Розрахунок електробезпеки (струм через тіло). У випадку доторкання до металевого корпусу із пробоем ізоляції.

Напруга торкання — $U = 220 \text{ В}$. Опір тіла людини: $R_{\text{л}} = 1000 \text{ Ом}$ [42].

$$I = \frac{U}{R_{\text{л}}} = \frac{220}{1000} = 0.22 \text{ А} = 220 \text{ мА} \quad (5.5)$$

Порогові значення:

- 50–80 мА — смертельно небезпечно,
- 100 мА — фібриляція серця.

220 мА — критично небезпечно.

Тому обов'язково:

- УЗО 30 мА → забезпечить відключення до ураження.

5.6 Висновки до розділу "Охорона праці"

У ході аналізу встановлено, що умови праці спеціаліста з 3D-реконструкції анатомічних структур є переважно безпечними, але потребують застосування низки організаційно-технічних заходів. Розрахунки показали необхідність встановлення 11 LED-світильників та вентиляційної установки продуктивністю 250–300 м³/год.

Електробезпека забезпечується за допомогою автоматичного вимикача та УЗО. Пожежна безпека — застосуванням вуглекислотних і порошкових вогнегасників, а також правильно організованим планом евакуації.

Запропоновані заходи забезпечують відповідність робочого місця вимогам нормативів та сприяють створенню безпечних, здорових і продуктивних умов праці.

РОЗДІЛ 6

ОХОРОНА НАВКОЛИШНЬОГО СЕРЕДОВИЩА

6.1. Вступ

Актуальність проблеми охорони навколишнього природного середовища визначається зростанням техногенного навантаження, масштабами використання енергоресурсів та збільшенням кількості електронного обладнання в освітніх, медичних і наукових установах. У сфері цифрової медицини, зокрема під час обробки медичних зображень (КТ, МРТ, СПЕКТ), застосовується високопродуктивне комп'ютерне обладнання, що потребує значних обсягів електроенергії та створює електронні відходи. Усе це формує певний ступінь екологічного впливу, який необхідно оцінити і мінімізувати.

Вступна частина має обґрунтовувати зв'язок професійної діяльності з можливими видами впливу на довкілля. У нашому випадку головним чинником є екологічний слід інформаційно-обчислювальних систем, пов'язаних з реконструкцією анатомічних структур.

6.2. Аналіз потенційних впливів на навколишнє середовище

Професійна діяльність техника-програміста, що працює з медичними зображеннями, формує низку можливих впливів на довкілля. Вони не є прямими, як у промислових виробництвах, однак накопичувальні екологічні наслідки ІТ-сектору є значними. Основні типи впливів такі:

6.2.1. Фізичний вплив

- Енергоспоживання комп'ютерного обладнання, включно з графічними станціями, серверами, системами охолодження. Високопродуктивні робочі станції, що використовуються для 3D-реконструкцій, споживають 300–800 Вт.

- Теплові викиди від електронного обладнання, що збільшують потреби у кондиціонуванні приміщень і, відповідно, додатково підвищують енергоспоживання.
- Електромагнітні поля низької інтенсивності, які хоча і не є шкідливими для довкілля, проте пов'язані з електроспоживанням і погіршенням енергоефективності.

6.2.2. Хімічний вплив

- Електронні відходи (e-waste): старі монітори, системні блоки, UPS, батареї, кабелі. Вони містять важкі метали (Pb, Hg, Cd), полімери, що при неправильному поводженні можуть потрапляти у довкілля [42].
- Витрати витратних матеріалів: тонер, картриджі, хімічні компоненти принтерів, елементи живлення.

6.2.3. Біологічний вплив

Безпосереднього біологічного впливу робота програміста не створює.

Проте опосередковано може відбуватися:

- формування мікроклімату, несприятливого для вентиляційних систем;
- накопичення пилу у приміщеннях, що впливає на якість повітря;
- ризики вторинного забруднення через неочищення повітря.

6.2.4. Відходи діяльності

- упаковки від обладнання, пластикові матеріали;
- застарілі носії інформації та жорсткі диски;
- відходи дрібного офісного приладдя.

Таким чином, головний вплив має енергетичний та відходовий характер, що узгоджується зі світовими оцінками впливу ІТ-сфери на довкілля [43].

6.2.5. Екологічний слід інформаційно-обчислювальних систем

Екологічний слід інформаційно-обчислювальних систем, що використовуються для реконструкції анатомічних структур, формується сукупністю прямих та опосередкованих впливів, які виникають у процесі виробництва, експлуатації та утилізації комп'ютерного обладнання, необхідного для 3D-обробки медичних зображень. Цей вид діяльності належить до ресурсомістких напрямів ІТ-сектора, оскільки для обробки великих томографічних масивів застосовуються високопродуктивні робочі станції, графічні прискорювачі та серверні рішення, що споживають значні обсяги електроенергії.

1. Енергоспоживання апаратних систем та пов'язані викиди CO₂

У сучасних інформаційно-обчислювальних системах до 70–80 % екологічного сліду формується на етапі експлуатації, головним чином через енергоспоживання процесорів і графічних модулів. За даними Міжнародного енергетичного агентства, на кожні 1 кВт·год виробленої електроенергії у середньому припадає від 0.36 до 0.9 кг CO₂ залежно від структури генерації [44].

Високопродуктивні робочі станції для 3D-реконструкції працюють у середньому 6–10 годин на добу, що в масштабі року дає 0.6–1.5 МВт·год спожитої електроенергії. Це формує вуглецевий слід у діапазоні 0.2–0.8 тон CO₂/рік тільки на одну станцію.

У врахування цього при проектуванні інформаційних інфраструктур є важливим екологічним аспектом.

2. Накопичувальний вплив центрів обробки даних (Data Centers)

У ряді медичних та навчальних закладів обробка зображень частково виконується на обчислювальних серверах або групових робочих станціях, що підключені до мережевих сховищ.

Відповідно до досліджень Nature Climate Change, частка дата-центрів у світових викидах CO₂ становить близько 1 %, а їхнє глобальне енергоспоживання – понад 200 ТВт·год/рік [45]. Навіть локальні сервери

медичних закладів опосередковано збільшують екологічний слід через додаткові потреби в охолодженні, резервуванні, мережевому обладнанні.

3. Вплив виробництва комп'ютерного обладнання (вбудована енергія — Embodied Energy)

Важливим аспектом є те, що до 50 % екологічного сліду утворюється до початку експлуатації, тобто на етапах:

- видобутку металів (кобальт, літій, мідь, золото),
- виробництва мікросхем,
- транспортування компонентів.

Розрахунки Програми ООН з навколишнього середовища показують, що виготовлення одного персонального комп'ютера може вимагати до 1.8 т ресурсів (вода, корисні копалини, енергія) [46].

У контексті реконструкції медичних зображень, де часто використовуються спеціалізовані відеокарти (NVIDIA Quadro/RTX), “вбудована енергія” обладнання є важливим екологічним фактором.

4. Електронні відходи від ІТ-інфраструктури

Висока швидкість технологічного оновлення призводить до збільшення обсягів e-waste. До складу графічних станцій для 3D-реконструкції входять:

- друковані плати з мікросхемами,
- полімерні корпуси,
- важкі метали (Pb, Hg, Cd),
- літій-іонні батареї UPS.

Погано утилізовані електронні відходи є джерелом вторинного забруднення довкілля. За даними Global E-Waste Monitor, у світі утворюється понад 50 млн тонн електронних відходів щорічно, з яких переробляється лише близько 20 % [47].

5. Системи охолодження як додаткове джерело впливу

У приміщеннях, де працюють інформаційно-обчислювальні системи для реконструкції анатомічних структур, формується підвищене теплове навантаження.

6.2.6. Висновки до розділу «Охорона навколишнього середовища»

У межах Розділу 6 було здійснено комплексний аналіз можливих впливів професійної діяльності техника-програміста, який працює з медичними томографічними зображеннями, на навколишнє природне середовище. На основі оцінки екологічних чинників визначено, що специфіка роботи з інформаційно-обчислювальними системами формує переважно енергетичний та відходовий типи впливу, характерні для сучасної ІТ-інфраструктури.

Найбільш значущим чинником є екологічний слід комп'ютерного обладнання, що проявляється в значному енергоспоживанні високопродуктивних станцій, викидах парникових газів, пов'язаних із виробництвом електроенергії, тепловим навантаженням на приміщення, а також у накопиченні електронних відходів, що містять токсичні компоненти. Додатковий вплив створюють системи охолодження та серверні ресурси, використання яких супроводжується збільшенням витрат енергії та формуванням додаткового техногенного навантаження.

ВИСНОВОК

У кваліфікаційній роботі здійснено комплексне теоретичне дослідження методів тривимірної реконструкції анатомічних структур на основі рентгенівських та комп'ютерно-томографічних зображень. Актуальність обраної теми зумовлена інтенсивним розвитком медичної візуалізації, зростанням ролі персоналізованої медицини, а також необхідністю підвищення точності передопераційного планування, діагностики та навчального моделювання.

У процесі виконання роботи було повністю досягнуто поставленої мети дослідження — здійснено аналіз і обґрунтування підходів до 3D-реконструкції анатомічних структур за даними КТ та рентгенографії. Усі поставлені завдання виконано в повному обсязі:

- проаналізовано фізичні принципи формування рентгенівських та комп'ютерно-томографічних зображень;
- розглянуто сучасні методи цифрової обробки медичних зображень;
- визначено ключові показники якості та достовірності тривимірної реконструкції;— проведено порівняльний аналіз класичних та нейромережових алгоритмів 3D-реконструкції;
- обґрунтовано умови практичного застосування отриманих цифрових моделей.

У першому розділі на основі аналізу сучасних наукових джерел встановлено, що комп'ютерна томографія є основним і найбільш інформативним джерелом даних для тривимірної реконструкції кісткових структур завдяки високій просторовій роздільній здатності та числовому представленню інтенсивностей у шкалі Хаунсфілда. Показано, що сегментація є ключовим етапом реконструкції, від точності якого безпосередньо залежить геометрична правильність 3D-моделі. Доведено домінування методів глибинного навчання (U-Net, V-Net, SegResNet, SwinUNETR) над класичними алгоритмами сегментації за точністю відтворення складних анатомічних

структур. Також обґрунтовано практичну значущість 3D-друку як завершальної ланки цифрової реконструкції.

У другому розділі сформовано цілісний інформаційний ланцюг тривимірної реконструкції — від отримання томографічних даних до візуалізації та генерації полігональної поверхні. Детально розглянуто алгоритм Marching Cubes як базовий інструмент побудови ізо-поверхонь, його математичні засади, принципи інтерполяції, формування нормалей, оптимізації продуктивності, просторової узгодженості та виконання булевих операцій. Доведено, що Marching Cubes залишається універсальним і обчислювально стійким методом, який широко застосовується у сучасних системах медичної візуалізації.

У третьому розділі узагальнено теоретичні передумови точності тривимірної реконструкції та встановлено, що достовірність 3D-моделі визначається комплексною взаємодією таких факторів: якістю вихідних КТ-даних, товщиною зрізів, рівнем шуму, алгоритмом сегментації, коректністю побудови поверхні та післяобробкою сітки. Обґрунтовано, що найбільшу частку похибок формує саме етап сегментації, тоді як похибки 3D-друку мають значно менший вплив на фінальну точність геометрії.

У роботі підтверджено, що сучасні нейромережеві алгоритми дозволяють досягати показників достовірності реконструкції за коефіцієнтом Dice на рівні 0,96–0,98, що є достатнім для клінічного застосування в хірургічному плануванні, ортопедії, нейрохірургії та реконструктивній медицині. Водночас встановлено, що навіть найточніші алгоритми потребують візуального контролю фахівцем, особливо у складних анатомічних ділянках.

Наукова новизна роботи полягає у системному узагальненні сучасних методів 3D-реконструкції з урахуванням їх практичної застосовності, а також у комплексному аналізі взаємозв'язку між якістю вихідних КТ-даних, методом сегментації та геометричною точністю 3D-моделі.

Практичне значення результатів роботи полягає у можливості їх використання для:

- передопераційного планування;
- виготовлення індивідуальних імплантатів;
- створення навчальних анатомічних моделей;
- застосування в системах хірургічної навігації;
- біомеханічного моделювання та медичної робототехніки.

Таким чином, отримані в роботі результати підтверджують, що тривимірна реконструкція анатомічних структур на основі рентгенівських та КТ-зображень є високоточним, науково обґрунтованим та практично значущим інструментом сучасної медицини. Подальший розвиток цієї галузі пов'язаний із розширенням застосувань глибинного навчання, удосконаленням методів автоматичної сегментації та підвищенням інтеграції 3D-моделювання у повсякденну клінічну практику.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Lewiner, T., Lopes, H., Vieira, A., & Tavares, G. (2003). *Efficient Implementation of Marching Cubes' Cases with Topological Guarantees*. ACM Symposium on Graphics and Geometry. URL: <https://dl.acm.org/doi/10.1145/846276.846284> (дата звернення: 30.10.2025)
2. Mitsouras, D., et al. *Medical 3D Printing for the Radiologist*. Radiographics, 2015. URL: <https://pubs.rsna.org/doi/10.1148/rg.2015140239> (дата звернення: 30.10.2025)
3. Rocha-Júnior, E.; Pêgo-Fernandes, P. M. 2022. Three-dimensional computed tomography reconstruction in the era of digital personalized medicine URL: <https://doi.org/10.1590/1516-3180.2022.14111125082022> (дата звернення: 30.10.2025)
4. Loisel, F.; Durand, S.; Goubier, J.-N.; Bonnet, X.; Rouch, P.; Skalli, W. 2023. Three-dimensional reconstruction of the hand from biplanar X-rays: Assessment of accuracy and reliability URL: <https://doi.org/10.1016/j.otsr.2021.103403>
5. Lorensen, W. E.; Cline, H. E. 1987. Marching Cubes: A High Resolution 3D Surface Construction Algorithm URL: <https://doi.org/10.1145/37402.37422> (дата звернення: 30.10.2025)
6. Bastawrous, S.; Wu, L.; Liacouras, P.C.; Levin, D.B.; Ahmed, M.T.; Strzelecki, B.; Amendola, M.F.; Lee, J.T.; Coburn, J.; Ripley, B. 2022. Establishing 3D Printing at the Point of Care: Basic Principles and Tools for Success URL: <https://doi.org/10.1148/rg.210113> (дата звернення: 30.10.2025)
7. Litjens, G., et al. *A Survey on Deep Learning in Medical Image Analysis*. Medical Image Analysis, 2017. URL: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1361841516301523> (дата звернення: 30.10.2025)

8. Mitsouras, D., Liacouras, P., et al. *3D Modeling and Printing for Personalized Surgery: Accuracy of Anatomical Reconstruction*. Journal of Medical Imaging, 2020. URL: <https://doi.org/10.1117/1.JMI.7.1.010901>

(дата звернення: 30.10.2025)

9. Minnema, J.; Ernst, A.; van Eijnatten, M.; Pauwels, R.; Forouzanfar, T.; Batenburg, K.J.; Wolff, J. 2022. A review on the application of deep learning for CT reconstruction, bone segmentation and surgical planning in oral and maxillofacial surgery URL: <https://doi.org/10.1259/dmfr.20210437> (дата звернення: 30.10.2025)

10. Velazquez, E. R., Parmar, C., Jermoumi, M., Mak, R. H., van Baardwijk, A., Fennessy, F. M., Lewis, J. H., De Ruyscher, D., Kikinis, R., Lambin, P. & Aerts, H. J. W. L. Volumetric CT-based segmentation of NSCLC using 3D-Slicer. *Scientific Reports*, 2013, Vol. 3, Article 3529. Available at: <https://doi.org/10.1038/srep03529>

(дата звернення: 30.10.2025)

11. Tabitha Arn Roth, Moritz Jokeit, Reto Sutter, Lazaros Vlachopoulos, Sandro F. Fucentese, Fabio Carrillo, Jess G. Snedeker, Hooman Esfandiari, Philipp Fürnstahl. 2024. Deep-learning based 3D reconstruction of lower limb bones from biplanar radiographs for preoperative osteotomy planning.

DOI: <https://doi.org/10.1007/s11548-024-03110-5> (дата звернення: 30.10.2025)

12. Dimitris Mitsouras, Peter Liacouras, Amir Imanzadeh, Andreas A. Giannopoulos, Tianrun Cai, Kanako K. Kumamaru, Elizabeth George, Nicole Wake, Edward J. Caterson, Bohdan Pomahac, Vincent B. Ho, Gerald T. Grant, Frank J. Rybicki. 2015. Medical 3D Printing for the Radiologist.

DOI: <https://doi.org/10.1148/rg.2015140320> (дата звернення: 30.10.2025)

13. Bücking, T.M.; Hill, E.R.; Robertson, J.L.; Maneas, E.; Plumb, A.A.; Nikitichev, D.I.. 2017. From medical imaging data to 3D printed anatomical models URL: <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0178540> (дата звернення: 30.10.2025)

14. Tabitha Arn Roth, Moritz Jokeit, Reto Sutter, Lazaros Vlachopoulos, Sandro F. Fucentese, Fabio Carrillo, Jess G. Snedeker, Hooman Esfandiari, Philipp

Fürnstahl. 2024. Deep-learning based 3D reconstruction of lower limb bones from biplanar radiographs for preoperative osteotomy planning.

DOI: <https://doi.org/10.1007/s11548-024-03110-5> (дата звернення: 30.10.2025)

15. Hsieh, J. (2009). *Computed Tomography: Principles, Design, Artifacts, and Recent Advances* (2nd Ed.). URL:<https://doi.org/10.1117/3.842795> (дата звернення: 30.10.2025)

16. Shannon, C. E. (1949). *Communication in the Presence of Noise*. URL:<https://doi.org/10.1109/JRPROC.1949.232969> (дата звернення: 30.10.2025)

17. Kalender, W. A. (2011). *Computed Tomography: Fundamentals, System Technology, Image Quality, Applications* (3rd Ed.)

18. Barrett, H. H.; Myers, K. J. (2004). *Foundations of Image Science*. URL:<https://doi.org/10.1002/047174303X> (дата звернення: 30.10.2025)

19. Sahoo, P. K.; Soltani, S.; Wong, A. K. C.; Chen, Y. C. (1988). *A Survey of Thresholding Techniques*. URL:[https://doi.org/10.1016/0734-189X\(88\)90022-9](https://doi.org/10.1016/0734-189X(88)90022-9) (дата звернення: 30.10.2025)

20. Chernyaev, E. (1995). *Marching Cubes 33: Construction of Topologically Correct Isosurfaces* (CERN Technical Report CN-95-17). URL:<https://cds.cern.ch/record/304381/files/cn-95-017.pdf> (дата звернення: 30.10.2025)

21. Cline, H. E.; Lorensen, W. E.; Ludke, S. et al. (1988). *Two Algorithms for the Three-Dimensional Reconstruction of Tomograms*. URL:<https://doi.org/10.1118/1.596200> (дата звернення: 30.10.2025)

22. Ju, T.; Schaefer, S.; Warren, J. (2002). *Dual Contouring of Hermite Data*. URL:<https://doi.org/10.1145/566570.566601> (дата звернення: 30.10.2025)

23. Lorensen, W. E.; Cline, H. E. (1987). *Marching Cubes: A High Resolution 3D Surface Construction Algorithm*. URL:<https://doi.org/10.1145/37402.37422> (Повторює джерело 5, але залишено для повноти списку). (дата звернення: 30.10.2025)

24. Andriy Fedorov, Reinhard Beichel, Jayashree Kalpathy-Cramer, Julien Finet, Jean-Christophe Fillion-Robin, Sonia Pujol, Christian Bauer, Dominique Jennings, Fiona Fennessy, Milan Sonka, John Buatti, Stephen Aylward, James V. Miller, Steve Pieper, Ron Kikinis. в PMC — 2013. 3D Slicer as an Image Computing Platform for the Quantitative Imaging Network.

DOI: <https://doi.org/10.1016/j.mri.2012.05.001> (дата звернення: 30.10.2025)

25. George, E., Liacouras, P., Lee, T. C. & Mitsouras, D. 3D-Printed Patient-Specific Models for CT- and MRI-Guided Procedure Planning. *American Journal of Neuroradiology*, 2017, Vol. 38, E46–E47. Available at: <https://doi.org/10.3174/ajnr.A5189> (дата звернення: 30.10.2025)

26. Біомедична інженерія методичні рекомендації до виконання кваліфікаційної роботи/ уклад.: Л.О. Кошева, М. В. Архирей. – К.:НДП ДУ «КАІ», 2025.– 48 с.

27. Запорожець, О. І., Русаловський, А. В. (2011). Методичні вказівки до виконання розділу «Охорона праці» в дипломних проектах і роботах для студентів всіх спеціальностей. Київ: НАУ.

28. Верховна Рада України. (Чинна редакція). Закон України «Про охорону праці». URL: <https://zakon.rada.gov.ua/laws/show/2694-12>

29. Верховна Рада України. (Чинна редакція). Кодекс цивільного захисту України. URL: <https://zakon.rada.gov.ua/laws/show/5403-17>

30. ДП «УкрНДНЦ». (2017). ДСТУ EN 1838:2017. Освітлення аварійне. Київ: ДП «УкрНДНЦ».

31. Державний комітет стандартів Ради Міністрів СРСР. (1974). ГОСТ 12.0.003–74. ССБТ. Небезпечні і шкідливі виробничі фактори. Класифікація. (Чинний в Україні).

32. Державний комітет СРСР з управління якістю продукції та стандартів. (1988). ГОСТ 12.1.005–88. ССБТ. Загальні санітарно-гігієнічні вимоги до повітря робочої зони. (Чинний в Україні). 7Міністерство

регіонального розвитку, будівництва та житлово-комунального господарства України.

33. Міністерство внутрішніх справ України. (2014). Правила пожежної безпеки в Україні. НАПБ А.01.001-2014. URL: <https://zakon.rada.gov.ua/laws/show/z0252-14>

34. Міністерство регіонального розвитку, будівництва та житлово-комунального господарства України. (2016). ДБН В.1.1-7:2016. Пожежна безпека об'єктів будівництва. Київ.

35. Міністерство охорони здоров'я України. (2002). ГН 3.3.5-8-6.6.1-2002. Гігієнічна класифікація праці за показниками шкідливості та небезпечності факторів виробничого середовища, важкості та напруженості трудового процесу.

36. Міністерство охорони здоров'я України. (1998). ДСанПіН 3.3.2-007-98. Державні санітарні правила і норми роботи з візуальними дисплейними терміналами електронно-обчислювальних машин.

37. Міністерство енергетики та вугільної промисловості України. (Чинна редакція). Правила улаштування електроустановок (ПУЕ). Глава 1.1 — Класифікація приміщень за ступенем небезпеки ураження електричним струмом.

38. ДП «УкрНДНЦ». (2014). ДСТУ EN 12464-1:2014. Світло та освітлення. Освітлення робочих місць у приміщеннях. Київ: ДП «УкрНДНЦ».

39. ДП «УкрНДНЦ». (Чинна редакція). ДСТУ ІЕС 60364. Електроустановки низьковольтні. Загальні вимоги. Київ: ДП «УкрНДНЦ».

40. ISO/ASTM. (2021). ISO/ASTM 52900:2021. Additive manufacturing — General principles — Terminology. <https://www.iso.org/standard/83578.html>

41. OSHA (USA). (Чинна редакція). OSHA Technical Manual: Safety and Health Topics on 3D Printing. https://www.osha.gov/dts/osta/otm/otm_v/otm_v_3.html

42. European Parliament and the Council of the European Union. (2012). Directive 2012/19/EU on Waste Electrical and Electronic Equipment (WEEE). URL: <https://eur-lex.europa.eu/eli/dir/2012/19/oj> (дата звернення: 30.10.2025).

43. United Nations University (UNU), UNITAR, ITU, ISWA. (Остання редакція). Global E-Waste Monitor. URL: <https://ewastemonitor.info/> (дата звернення: 30.10.2025).

44. International Energy Agency (IEA), *Global Energy Review 2025 — CO₂ Emissions from Fuel Combustion* URL: <https://www.iea.org/reports/global-energy-review-2025> (дата звернення: 30.10.2025).

45. Jens Malmudin, Dag Lundén та ін., *The electricity footprint of ICT and data centres, 2024* (опубліковано у журналі, аналіз ICT-впливу) URL: <https://www.iea.org/reports/electricity-2025> (дата звернення: 30.10.2025).

46. United Nations Environment Programme (UNEP), доповідь/аналіз щодо екологічного впливу виробництва електроніки / комп'ютерного обладнання URL: <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0308596123002124> (дата звернення: 30.10.2025).

47. Global E-Waste Monitor (UNU / ITU / UNITAR), Global E-Waste Monitor 2024 (звіт про електронні відходи) URL: <https://ewastemonitor.info/gem-2024/> (дата звернення: 30.10.2025).