

**МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ**

**Сумський державний університет**

**Факультет електроніки та інформаційних технологій**

(повна назва інституту/факультету)

**Кафедра комп'ютеризованих систем управління**

(повна назва кафедри)

«До захисту допущено»

Завідувач кафедри

\_\_\_\_\_ Петро Леонтєв

(підпис)

(Ім'я та ПРІЗВИЩЕ)

\_\_\_\_\_ 2024р.

**КВАЛІФІКАЦІЙНА РОБОТА**

**на здобуття освітнього ступеня бакалавр**

(бакалавр / магістр)

зі спеціальності 153 «Мікро- та наносистемна техніка»,

(код та назва)

освітньо-професійної програми «Нанотехнології та біомедичні системи»

(освітньо-професійної / освітньо-наукової)

(назва програми)

на тему "Симуляція і реконструкція зображень рентгенівської комп'ютерної томографії"

Здобувача групи ФЕ-01 Романенка Германа Андрійовича

(шифр групи)

(прізвище, ім'я, по батькові)

Кваліфікаційна робота містить результати власних досліджень. Використання ідей, результатів і текстів інших авторів мають посилання на відповідне джерело.

\_\_\_\_\_ Герман Романенко

(підпис)

(Ім'я та ПРІЗВИЩЕ здобувача)

Керівник доцент, д.ф.-м.н., доцент, Космінська Ю.О. \_\_\_\_\_

(посада, науковий ступінь, вчене звання, Ім'я та ПРІЗВИЩЕ)

(підпис)

Сумський державний університет  
Факультет електроніки та інформаційних технологій  
Кафедра комп'ютеризованих систем управління  
Спеціальність 153 – «Мікро- та наносистемна техніка»

ЗАТВЕРДЖУЮ:

Зав. кафедрою комп'ютеризованих систем управління

П.В. Леонтєв

«\_\_» \_\_\_\_\_ 2024 р.

ЗАВДАННЯ НА БАКАЛАВРСЬКУ РОБОТУ СТУДЕНТОВІ

Романенко Герману Андрійовичу

1. Тема проекту (роботи) "Симуляція і реконструкція зображень рентгенівської комп'ютерної томографії"

затверджена наказом по університету від 27.03.2024 №0302-VI.

2. Термін здачі студентом закінченого проекту (роботи) 31.05.2024 р.

3. Вхідні дані до проекту (роботи) покоління КТ-сканерів, алгоритми реконструкції РКТ зображень, XCIST, фантомні зображення біологічних об'єктів, фізико-технічні параметри модельного РКТ-експерименту

4. Зміст розрахунково-пояснювальної записки (перелік питань, що їх належить розробити) Основи методу РКТ, алгоритми реконструкції зображень, модельні експерименти з використанням XCIST (CatSIM)

5. Перелік графічного матеріалу (з точним зазначення обов'язкових креслень) рисунки по тексту роботи, слайди презентації

6. Дата видачі завдання 11.03.2024 р.

Керівник

Ю.О. Космінська

Завдання прийняв до виконання

Г.А. Романенко

## КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

Пор. №	Назва етапів дипломного проекту (роботи)	Термін виконання етапів проекту (роботи)	Примітка
1	Розробка плану вивчення роботи	11.03.2024	виконано
2	Опрацювання літератури	30.03.2024	виконано
3	Розгляд методу рентгенівської комп'ютерної томографії, типів сканування, поколінь томографів та РКТ зображень	15.04.2024	виконано
4	Вивчення методів реконструкції зображень	30.04.2024	виконано
5	Ознайомлення із програмою CatSim	07.05.2024	виконано
6	Проведення експериментів у програмі CatSim	25.05.2024	виконано
7	Оформлення кваліфікаційної роботи	31.05.2024	виконано

Студент-дипломник

Г.А. Романенко

Керівник проекту

Ю.О. Космінська

## АНОТАЦІЯ

**Записка:** 40 сторінок, 21 рисунок, 4 таблиці, 9 формул, 19 використаних джерел

**Обґрунтування актуальності теми роботи:** Комп'ютерні томографи мають все більше й більше поширення, завдяки рентгенологічному комп'ютерному скануванню можна виготовити дво- та тривимірне зображення пацієнта, на якому будуть видні певні відхилення від норми, наприклад пухлини. Майже усі лікарні використовують таке сканування.

**Об'єкт дослідження:** Метод моделювання та реконструювання зображень.

**Мета роботи:** виконати аналіз сучасного стану технологій РКТ та дослідити фантомні об'єкти методом комп'ютерної симуляції РКТ-досліджень.

**Ключові слова:** РКТ, КТ-сканер, реконструкція, зворотне проєціювання, XCIST, CatSim.

### Скорочення:

- КТ - Комп'ютерна томографія;
- РКТ - Рентгенівська Комп'ютерна Томографія;
- КТП - Перфузійна Комп'ютерна томографія;
- КТА - Комп'ютерно-Томографічна Ангіографія;
- НУ - Hounsfield Unit;
- МЗП - Метод Зворотньої Проекції;
- МПП - Метод Прямої Проекції;
- XCIST - X-ray Computed Tomography Simulator Toolkit;
- CatSim - Computed Axial Tomography Simulator.

## ЗМІСТ

ВСТУП.....	6
2. СУТЬ МЕТОДУ РКТ. ....	7
2.1. Схеми сканування зрізів та отримання проєкцій. ....	7
2.2. Покоління КТ-сканерів.....	10
2.3. РКТ зображення та шкала Гаунсфілда. ....	14
3. МЕТОДИ ТА АЛГОРИТМИ РЕКОНСТРУКЦІЇ ЗОБРАЖЕНЬ. ....	16
3.1. Метод зворотньої проєкції (МЗП).....	16
3.2. Метод зворотньої проєкції з фільтрацією. ....	18
3.3. Ітераційні методи реконструкції зображення. ....	19
4. СИМУЛЯЦІЯ РКТ В ІНСТРУМЕНТІ XCIST.....	23
4.1. Можливості програми. ....	23
4.2. Структура програми, вхідні та вихідні дані. ....	24
4.3. Експерименти. ....	28
ВИСНОВКИ.....	37
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ.....	38

## ВСТУП

Існує велика кількість методів діагностики організму людини. Для різних ситуацій використовуються свої методи, хоча іноді треба додатково проводити обстеження й іншими. Хоча метод рентгенологічної комп'ютерної томографії і не досконалий через ту невелику дозу опромінювання, яку можна отримати після сканування, проте він чітко може показати всю структуру організму людини.

Іноді бувають ситуації, коли під час сканування треба підвищити інформативність дослідження для кращого виявлення дефектів чи відхилень від норми в сканованій області. В таких випадках проводять КТ-сканування з контрастом (йод-вмісна речовина). На жаль, деякі люди можуть мати на неї алергію, в такому випадку проводити таке сканування заборонено!

Вперше метод рентгенологічної комп'ютерної томографії запропонували Годфрі Гаунсфілд та Аллан Кормак у 1972 році. Через сім років, їх нагородили Нобелівською премією.

У 1917 році Йоган Радон розробляє перші математичні алгоритми для комп'ютерних томографів. Він базується на експонентному законі ослаблення випромінювання, цей метод працює тільки з чисто поглинальними середовищами. Алгоритми Радона були використані спершу з РКТ, бо експонентний закон має досить високу точність.

## 1. СУТЬ МЕТОДУ РКТ

### 1.1. Схеми сканування зрізів та отримання проекцій.

За всю історію існування методу РКТ була створена велика кількість методів сканування зрізів:

- 1) Олівцеве сканування;
- 2) Стандартна (конвенціональна) КТ;
- 3) Спіральна (гвинтова) КТ;
- 4) Мультизрізова КТ (MDCT);
- 5) Конусопроменева КТ (CBCT);
- 6) Дуально-енергетична КТ (DECT);
- 7) Спектральна КТ;
- 8) Ультрашвидкісна КТ;
- 9) КТ з подвійним джерелом;
- 10) Електронно-променева комп'ютерна томографія.

**“Олівцеве сканування”** було одним із перших методів. Проводилось воно наступним чином: рентгенівська трубка та детектор, що розташовані паралельно одне одному, всередині сканера, лінійно проходять таку відстань, що охоплює весь об'єкт, під час якого, сканером збирається 160 вимірювань. Наступним кроком, апарат повертають під певним кутом і трубка з детектором продовжують сканування в зворотньому напрямку після чого апарат знову обертають. Даний процес повторюється доти, поки зріз не сформується. Пучок, що надходить з джерела, колімується до променя шириною у 3мм (вздовж площини сканування) та довжиною у 13мм (через площину сканування).

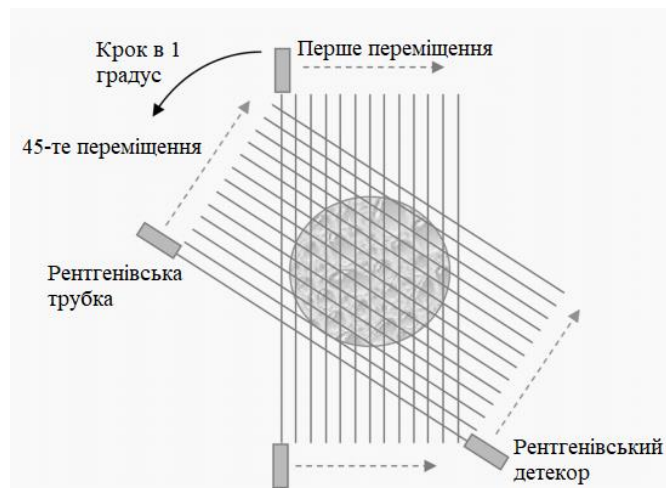


Рис.1 - Схема роботи олівцевого методу сканування і першого покоління сканерів в цілому

**Конвенціональна (послідовна) КТ** проводиться зі сканером, який має форму кільця. Всередині нього розташована рентгенівська трубка, з якої “віялом” надходять рентгенівські промені на велику кількість детекторів. Вся конструкція обертається навколо об’єкта дослідження після чого фіксується зріз. Далі стіл трохи переміщується та процес зняття зрізу повторюється знову. Такий метод, на відміну від олівцевого, за досить короткий період часу дозволяв отримати якісні зрізи без артефактів чи дефектів, які, згодом, об’єднують у тривимірну модель.

**Спіральна або гвинтова КТ** подібна до конвенціональної але з деякими відмінностями. По-перше, стіл з об’єктом переміщується без зупинки і як наслідок - процес сканування швидше у 8-10 разів. По-друге, при послідовному скануванні можуть виникати проміжки між зрізами, бо вони створюються окремо одне від одного, що призводить до втрати інформації, або появи дефектів при реконструюванні зображення. Такої проблеми при спіральному методі не існує, так як створення зрізів відбувається неперервно.



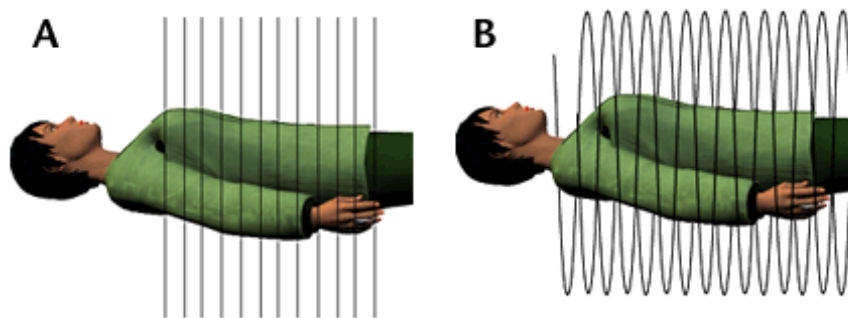


Рис.2 - (а) Конвенціональна (послідовна) КТ.  
(б) Спіральна (гвинтова) КТ.

Для ілюстрації розглянемо сценарій, у якому орган довжиною 20 см потрібно охопити за 25 с (більшість пацієнтів можуть затримувати дихання на 20-30 с). Ця мета вимагає, щоб стіл пацієнта рухався зі швидкістю 8 мм/с. Якщо вибрано колімацію 5 мм, швидкість 8 мм/с цілком відповідає можливостям спірального КТ. Звичайно, необхідно знайти компроміс між швидкістю столу, апертурою коліматора, товщиною зрізу, швидкістю обертання гентрі та артефактами зображення. [2]

**Мультизрізова КТ** це більш вдосконалений метод сканування, при якому використовується множина рядів детекторів для збору декількох зрізів під час одиничного оберту рентгенівської трубки. Завдяки такому методу набагато збільшується якість зображень та зменшується як кількість артефактів та дефектів, так і час сканування.

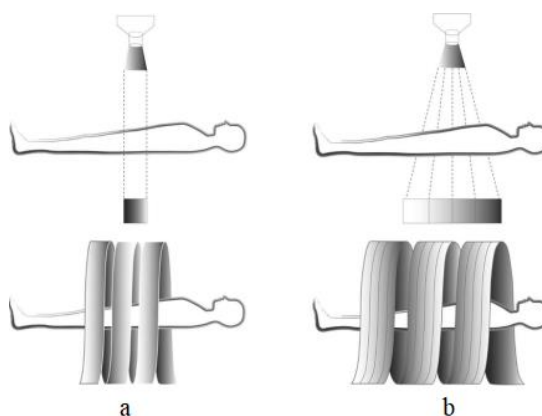


Рис.3 - (а) Гвинтова КТ із одним рядом детекторів. (б) Мультизрізова КТ із декількома рядами детекторів.

Також існують спеціалізовані методи КТ, розроблені для більш конкретних ситуацій.

- 1) КТ-ангіографія (КТА) - використовується для візуалізації кровоносних судин;
- 2) Перфузійна КТ (КТП) - діагностика кровотоку, що проходить через тканини, інсультів та пухлин;
- 3) КТ для кардіології - візуалізація серця та коронарних судин;
- 4) Віртуальна КТ-колонографія - візуалізація та обстеження товстої кишки;
- 5) КТ для кісткової денситометрії - при діагностиці остеопорозу вимірюються щільність кісток;

## **1.2. Покоління КТ-сканерів.**

На сьогодні існують 5 поколінь КТ-сканерів.

Сканер першого покоління було сконструйовано у 1969 році фізиком-інженером Годфрі Гаунсфілдом, що працював у компанії ЕМІ. Сканер використовував Олівцевий метод сканування, але область сканування обмежувалась тільки головою через через дизайн самого сканера, а також через малу потужність і, як наслідок, не ефективність сканування більших частин тіла. Результати, що отримували після Олівцевого методу сканування мали високі перспективи, але час проведення процедури мав бути зменшений, бо один зріз створювався на протязі 4-5 хвилин і для уникнення дефектів зображень пацієнт мав лежати нерухомо. Цю проблему вирішили у другому поколінні.

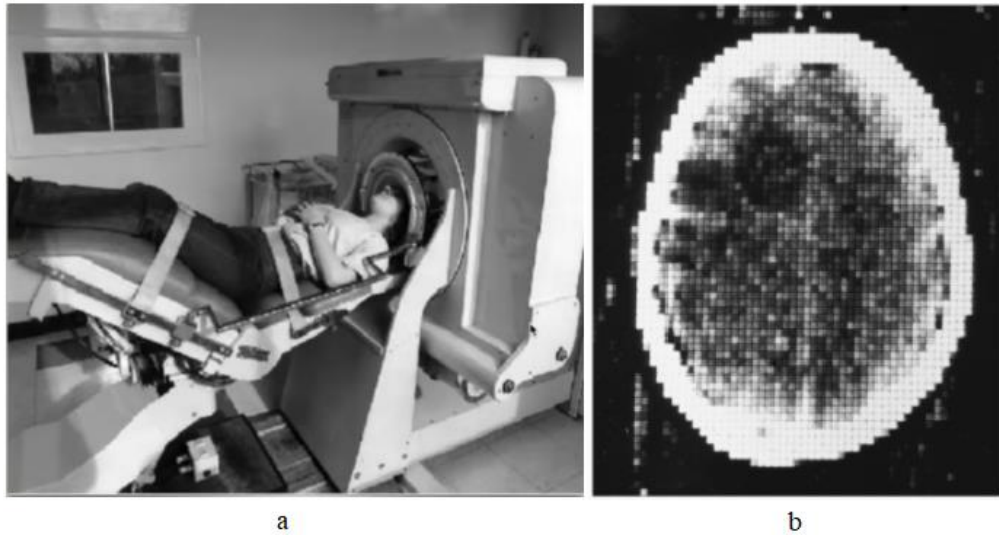


Рис.4 - (а) Дизайн ЕМІ сканера. (б) КТ-зображення голови, отриманого на одному з перших КТ-сканерів

У другому поколінні все ще використовується той же олівцевий метод, що і в першому, але зі збільшеною кількістю детекторів і радіаційні пучки виходять із джерела не одним променем, а їх набором у вигляді вузького віяла. Завдяки цьому кут обертання конструкції було збільшено, а кількість кроків обертання - зменшено.

На малюнку 5 зображено конструкцію, в якій використано шість модулів детектора. Кут між олівцевими променями становив 1 градус. Таким чином, для кожного сканування перекладу проєкції були отримані з шести різних кутів. Це дозволило рентгеновській трубці та детектору обертатися на 6 градусів за один раз для збору даних, що представляє коефіцієнт скорочення 6 у часі збору. [2]

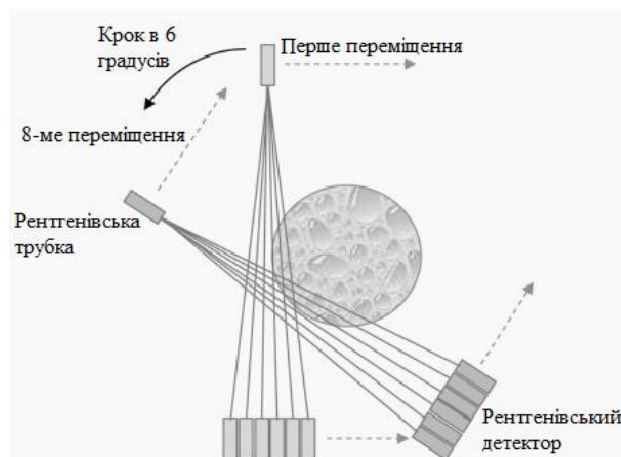


Рис.5 - Схема сканерів другого покоління

Після того, як у 1975 році компанія ЕМІ показала сканер із 30-ма детекторами, котрий спроможний виконати повне сканування лише за 20 секунд, задався вектор розвитку одного із найпопулярніших типів сканерів третього покоління. Його геометрія наведена на рисунку 6.

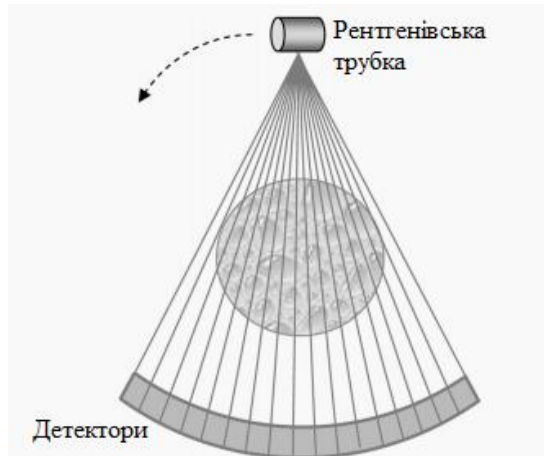


Рис.6 - Схема сканерів третього покоління

Велика кількість детекторних комірок концентрично розташовані по дузі до джерела рентгенівського випромінювання. Розмір детекторів такий, що сканований об'єкт перебуває у межах поля зору кожного детектора. Замість лінійного руху, тепер трубка та детектори, що розташовані стаціонарно одне до одного, тільки обертаються навколо пацієнта. Це значно зменшило час збору даних.

Спочатку у ранніх версій сканерів був недолік у якості кабелів, по яким передавались сигнали та живлення рентгенівської трубки. Це змушувало гантрі обертатися за та проти годинникової стрілки для отримання сусідніх зрізів, що обмежувало швидкість сканування приблизно до 2 секунд за оберт. Згодом, у пізніших версіях, почали використовувати так звані "Контактні кільця", котрі дозволяли гантрі обертатися з постійною швидкістю і не витрачати час на зупинку для розкручування у іншу сторону. На той час швидкість сканування була скорочена до 1 секунди, а сучасні сканери третього покоління здатні за 0,3 секунди або й швидше робити повний оберт. Завдяки технології контактних кілець та зручність використання сканерів цього покоління, майже всі найсучасніші сканери належать до третього покоління.

Завданням четвертого покоління було усунення зазорів між зразками в проекції. Тепер, в геометрії сканера, детектори стаціонарні та розташовані по всьому кільцю гентрі і так як, під час сканування, кожна комірка детектора потрапляє безпосередньо на джерело рентгенівського випромінювання без будь-якого ослаблення, детектор можна динамічно відкалібрувати під час сканування. Вища щільність дискретизації може усунути потенційні артефакти псевдонімів.

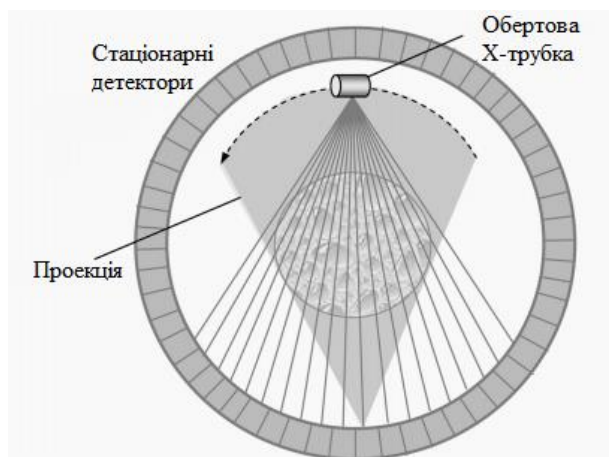


Рис.7 - Схема сканерів четвертого покоління

На жалі присутні й недоліки. По-перше такий дизайн мало перешкоджає Розсіяному випромінюванню, оскільки кожна комірка детектора повинна отримувати рентгенівські фотони під широким кутом, коліматор, після проходження променів крізь пацієнта, не може виконати ефективно та практично відхилення розсіювання. [3] По-друге, кількість елементів детектора, необхідних для формування кільця, що повинне оточувати пацієнта по великому колу, і необхідної для них електроніки є дуже великою. Наприклад, однозрізовий сканер четвертого покоління, розроблений наприкінці 90-х, вимагав 4800 детекторних осередків, а для мультізрізових сканерів їх число було б ще вищим. Сам тому, з економічної та практичної точок зору, четверте покоління сканерів було виведено з виробництва.

Сканером п'ятого покоління іноді називають електронно-променевий томограф. Він був створений у період між 1980-1984 роками для кардіологічних застосувань щоб «заморозити» рух серця, для якого необхідно збирати повний набір проекцій на протязі 20-50 мс. Через доцентрову силу, що діє на

рентгенівську трубку та детектор, для сканерів третього чи четвертого покоління це буде складно, а в електронно-променевому сканері обертання джерела забезпечується маховим рухом електронного пучка. Нижня дуга (210 градус) являє собою анод з декількома цільовими доріжками. Високошвидкісний електронний промінь фокусується та відхиляється ретельно сконструйованими котушками, проходячи вздовж кільця мішені, подібно до електронно-променевої трубки. Весь вузол запечатаний у вакуумі. Виробляються віялоподібні рентгенівські промені, які колімуються до набору детекторів, представлених верхньою дугою 216 градусів. Кільце детектора та цільове кільце зміщені (некомпланарні), щоб звільнити місце для частини, що перекривається. [3]

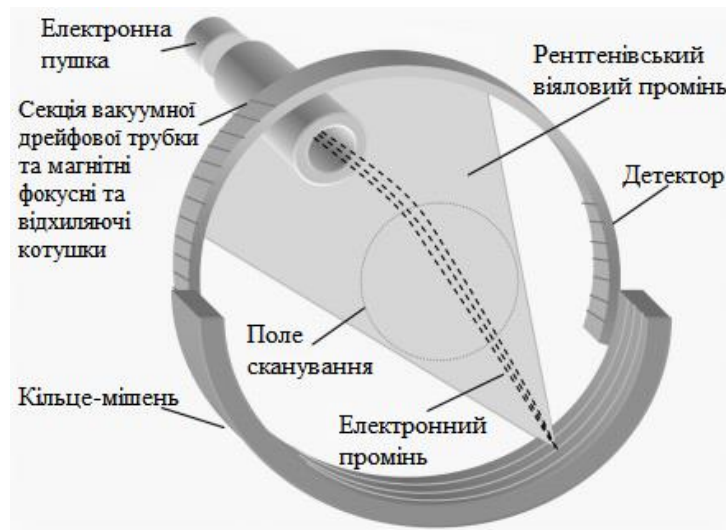


Рис.8 - Спрощена схема сканера п'ятого покоління

### 1.3.РКТ зображення та шкала Гаунсфілда.

Після сканування, зрізи представляються у вигляді двовимірного чорно-білого зображення. Чорним позначаються області, у яких відсутні матеріали, що будуть послаблювати рентгенівські промені, або коефіцієнт послаблення надзвичайно високий, а білим - області з матеріалами, що максимально послаблюють промені. Для реконструкції такого зображення використовується шкала Гаунсфілда, у якій представлені середні денситометричні показники. Вимірювання показників відбувається по відношенню до дистильованої води за наступною формулою:

$$\frac{\mu_x - \mu_{\text{води}}}{\mu_{\text{води}} - \mu_{\text{повітря}}} \cdot 1000 \quad (1)$$

Де  $\mu_{\text{води}}$  та  $\mu_{\text{повітря}}$  – лінійні коефіцієнти послаблення води та повітря при стандартних умовах. Коефіцієнт послаблення повітря майже рівен нулю, а води - майже 0,1%, звідки випливає, що НУ (одиниця Гаунсфілда, англ. Hounsfield Unit) має значення різниці у 0,1% для послаблення між повітрям та водою. Ця одиниця була запропонована вже згадуваним Годфрі Гаунсфілдом.

Таблиця 1 - Середні денситометричні показники

<b>Речовина</b>	<b>НУ</b>
Повітря	-1000
Жир	Від -100 до -50
Вода	0
М'які тканини	Від 20 до 300
Кістка	Від 300 до 3000

## 2. МЕТОДИ ТА АЛГОРИТМИ РЕКОНСТРУКЦІІ ЗОБРАЖЕНЬ.

### 2.1. Метод зворотньої проєкції (МЗП).

У нас є двовимірний об'єкт (рис.9) із певним набором тканин: тверді тканини із значенням 5 мають високий коефіцієнт послаблення рентгенівського випромінювання, а з кожним новим значенням (від 4 до 0) коефіцієнт зменшується. У тканин із значенням 0 відсутнє послаблення випромінювання.

2	0	5
4	1	3
5	0	5

Рис.9 - Двовимірний об'єкт у вигляді сітки 3x3

Перед роботою із зворотньою проєкцією, треба спочатку використати **Метод прямої проєкції** (далі МПП) і отримати синограму набору. МПП працює наступним чином: у нас наявна матриця 3x3, у кожній комірці мається певне значення. Ми лінійно, наприклад зліва-направо, додаємо дані числа і отримуємо зріз з 3 комірок, у яких знаходяться суми доданих чисел.

1) Спочатку відскануємо даний набір тканин з певного кута та отримаємо зріз.

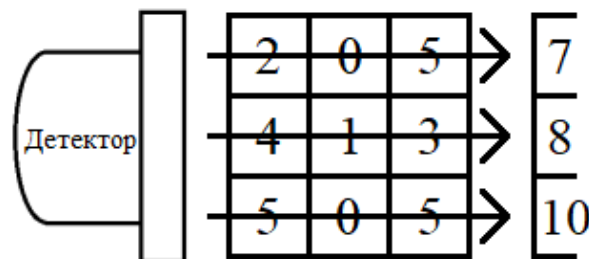


Рис.10 - Отримання зрізу

2) Повторюємо цей процес, обертаючи сканер. Потім збираємо зрізи у “вежу” та по ній створюємо синограму. Отримуємо наступний результат:



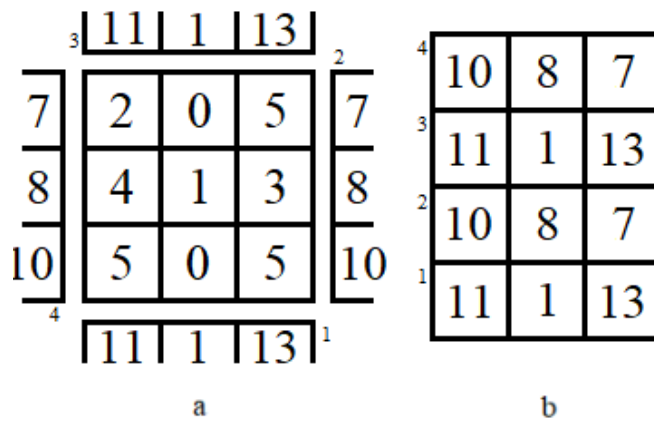


Рис.11 - (а) Набір тканин та їх зрізи. (b) Спрощена синограма наведеного набору.

У нас є 4 зрізи, які ми отримали за допомогою МПП. Але припустимо, що до цього ми не знали, яким був початковий набір тканин. Для його знаходження нам і знадобиться метод зворотної проєкції. Він є протилежним до прямої.

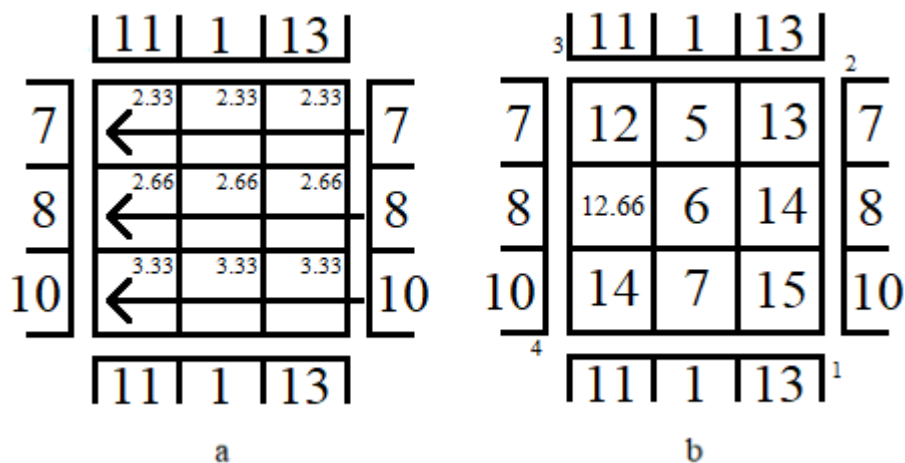


Рис. 11 - (а) Розподіл значень із зріза поміж комірками сітки. (b) Результат розподілу значень.

Значення з отриманих 4 зрізів треба рівно розподілити між трьома комірками, як показано на малюнку 11(a). Після розподілу ми отримуємо двовимірний об'єкт (рис.11(b)) з набором значень тканин, відмінним від оригіналу. На справжньому об'єкті це буде виглядати як оригінал, але з певною мірою розмитості. Чому це відбувається?

Розглянемо цей випадок на прикладі фантома Шеппа-Логана. Для отримання результату (рис.12(b)), ми отримуємо зріз оригіналу з однієї сторони (зверху вниз), як показано на малюнку 12(c), потім робимо наступний зріз та

накладаємо на перший під тим самим кутом. Повторюємо сканування та накладання зрізів, доки модель не буде реконструйовано.

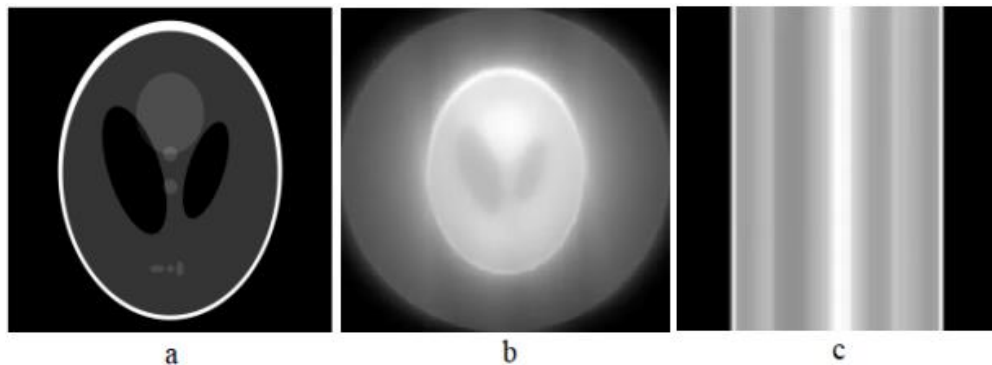


Рис. 12 - Фантом Шеппа-Логана. (а) Оригінал. (б) Результат використання зворотної проекції. (с) Зріз фантома без фільтрації [13].

На жаль, реконструкція не є точною, тому виникають похибки у локалізації кордонів між різними тканинами, що ми і бачимо у сітці з розподілом значень на малюнку 11(а). Зображення складаються з хвиль різних частот і, при їх реконструкції, відбувається дискредитація низьких частот та недостатня дискредитація високих, що призводить до розмитості.

## 2.2. Метод зворотної проекції з фільтрацією.

Розмитість зображення заважає його подальшому використанню й аналізу, тому нам треба збільшити його різкість. У цьому випадку нам допоможе фільтр високих частот, який пропускає високі частоти, а інтенсивність низьких - зменшує. Використаємо фільтр на зображенні, на якому використовувався МЗП (рис.12 (b)). Отримаємо наступне зображення:

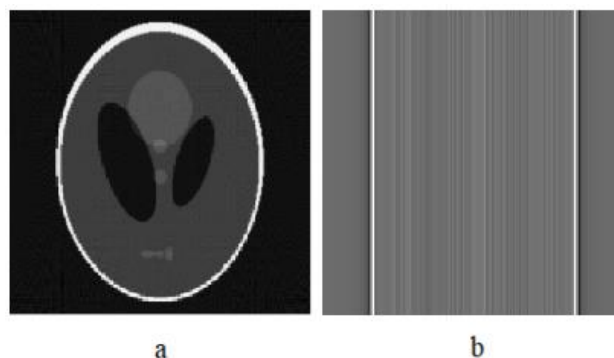


Рис.13 - (а) Фантом Шеппа-Логана, отриманий після зворотної проекції з фільтрацією. (б) Зріз фантома з фільтрацією. [13]

### 2.3. Ітераційні методи реконструкції зображення.

Хоча реконструкція за допомоги МЗП з фільтрацією є досить швидкою, вимагає низьких витрат при обчисленні, а тому і її реалізація досить проста, існує ряд недоліків:

- 1) Можливість виникнення артефактів, наприклад через несправність комірки детектора або при недостатній кількості зрізів;
- 2) Шум, створений рухами пацієнта, зовнішніми електромагнітними полями, випадковими коливаннями у електронних компонентах (детектори, підсилювачі, тощо), може негативно вплинути на якість зображення, виникатимуть артефакти й ускладниться процес реконструкції через потребу використання додаткових фільтрів для зниження рівня шуму.

Також, для зниження рівня шуму використовуються ітераційні методи реконструкції. Завдяки цьому методу шум має мінімальний вплив на реконструкцію зображення, якість якого виходить значно вищою за те, що створене з МЗП, особливо, якщо доза опромінення - низька. Розглянемо процес цього методу.

Для початку роботи алгоритму, ми робимо припущення як виглядатиме зображення. Цим припущенням може бути як певне зображення, так і порожній образ, наприклад:

- a. Шумове зображення - для уникнення непередбачуваних помилок у зображенні можна використати образ з певним рівнем випадкового шуму.
- b. Пусте зображення - малюнок із білим фоном, яке часто використовується для більш легкого старту реконструкції.
- c. Реконструкція за допомогою іншого методу - так як МЗП є досить швидкий, можна спочатку отримати початкове зображення за допомоги цього методу, а вже потім відкоригувати зображення ітераційним методом.
- d. Реконструкція за допомогою однотонного малюнка - кожному пікселю зображення надають певне значення, що рівне середній щільності чи інтенсивності тканин об'єкта.

е. Априорна інформація - інформація, отримана з попередніх сканувань, чи з інших методів сканувань, таких як МРТ, УЗД, тощо.

Наступним кроком є отримання синограми (обчислена) нашого передбачуваного зображення за допомоги МПП. Також треба зробити синограму (виміряна) сканованого об'єкта.

Тепер, коли ми отримали потрібні нам синограми, ми виміряну ділимо на обчислену, та отримуємо синограму, на які буде зображено їх співвідношення, після чого застосовуємо до неї МЗП. В результаті ми отримуємо корекційне зображення, яке застосовується для оновлення передбачуваного.

Такою є одна ітерація, яка повторюється до тих пір, доки не буде досягнуто бажаного результату. Тепер розглянемо приклад, як відбувається обчислення ітераційних методів.

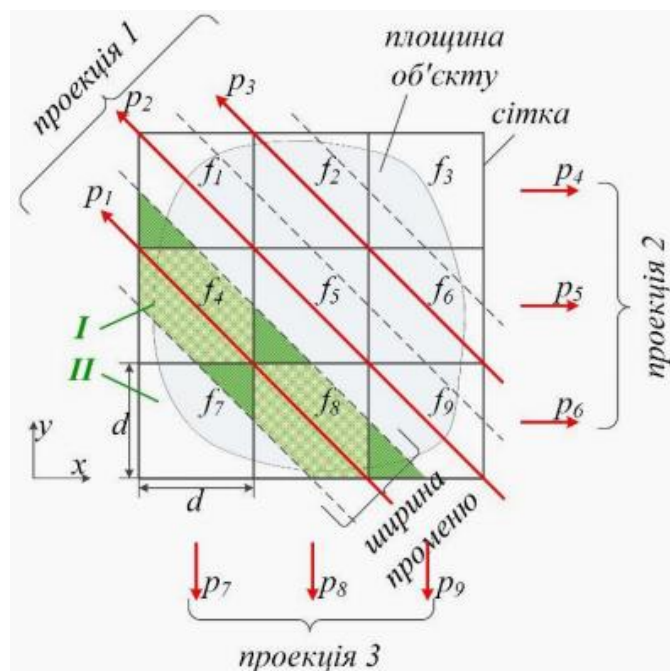


Рис.14 - Накладання сітки на площину перерізу об'єкта, шляхи променів та одержання проєкцій

У нас є площина перерізу об'єкта (рис.14), на яку накладено сітку. Кожній комірці цієї сітки ми надаємо номер  $j$  - від 1 до  $N$ , а також постійні значення функції об'єкта  $f_j(x, y)$ . Кожен промінь, що проходить через сітку, має фіксовану

ширину, що майже рівна стороні комірки  $d$ . Площину комірок, яку вони покривають, складають і отримується *променева сума*  $p_i$ , де  $i$  - номер променя, що змінюється від 1 до  $M$ . Якщо промінь пройшов тільки крізь частину комірки, то площину, що бере участь у складанні коригують *вагового коефіцієнта*  $\omega_{ij}$ . Для його знаходження використовується співвідношення частини комірки, крізь яку пройшов промінь ( $k$ ), до повної площини комірки( $d^2$ ). Для прикладу візьмемо комірку  $f_4$ , через яку проходить промінь  $p_1$ :

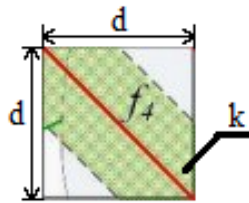


Рис.15 - Комірка  $f_4$ , червона лінія - промінь  $p_1$

Припустимо, що  $d=1$ , тоді площа комірки буде дорівнювати 1. Виходячи з малюнка ми робимо висновок, що площа  $k$  займає 75% площі усієї комірки, тому  $k=0,75$ . Формула для знаходження вагового коефіцієнта  $\omega_{ij}$ :

$$\omega_{ij} = \frac{k}{d^2} = \frac{0,75}{1} = 0,75 \quad (2)$$

Наступним кроком, після знаходження вагового коефіцієнта, є обчислення променевої суми для одного променя:

$$p_i = \sum_{j=1}^N \omega_{ij} f_j = \vec{f} \cdot \vec{\omega}_i, i = \overline{1 \dots M} \quad (3)$$

А тепер використаємо формулу (3) для об'єкта  $f_j(x, y)$  і отримаємо систему обчислення суми усіх променів  $p_i$ :

$$\begin{cases} p_1 = \omega_{11}f_1 + \omega_{12}f_2 + \omega_{13}f_3 + \dots + \omega_{19}f_9 \\ p_2 = \omega_{21}f_1 + \omega_{22}f_2 + \omega_{23}f_3 + \dots + \omega_{29}f_9 \\ \dots \\ p_9 = \omega_{91}f_1 + \omega_{92}f_2 + \omega_{93}f_3 + \dots + \omega_{99}f_9 \end{cases}, \quad (4)$$

Для отримання зображення, розв'яжемо систему (3) чи (4) щодо функції  $f_j(x, y)$ . Підлаштуємо процес ітераційних методів реконструкції зображення під формули.

1) Вимірюємо проекції об'єкта (рис.14) під різними кутами для одержання масиву променевих сум  $p_i$ ;

2) Записуємо перше наближення початкових значень  $\vec{f}^{(0)}$ , присвоюємо  $f_j^{(0)}$  кожній  $j$ -ій комірці.

3) Використовуючи формулу (3) обираємо проекцію та  $i$ -й промінь і обчислюємо променеву суму  $p_i^{(0)}$

$$p_i^{(0)} = \vec{f}^{(0)} \cdot \vec{\omega}_i \quad (5)$$

4) Знаходимо різницю між виміряною та обчисленою променевими сумами і корекцію  $\Delta f_j$  для кожної  $j$ -ї комірки:

$$\Delta f_j = \frac{p_i - p_i^{(0)}}{|\vec{\omega}_i|^2} \cdot \omega_{ij} \quad (6)$$

$$|\vec{\omega}_i|^2 = \sum_{k=1}^N \omega_{ik}^2 \quad (7)$$

5) Розраховуємо  $f_j^{(1)}$ :

$$f_j^{(1)} = f_j^{(0)} + \Delta f_j \quad (8)$$

6) Обираємо наступний промінь і продовжуємо обчислення з 1-го пункту.

7) Коли усі проекції розглянуто, усі результати поточної ітерації використовуємо, як початкові значення наступної.

8) Ітерації повторюються доти, поки не досягнемо необхідного результату.

Можна спростити вирази (7) та (8) до наступної формули:

$$f_j^{(i)} = f_j^{(i-1)} + \frac{p_i - \vec{f}^{(i-1)} \cdot \vec{\omega}_i}{|\vec{\omega}_i|^2} \cdot \omega_{ij} \quad (9)$$

[4]

### **3. СИМУЛЯЦІЯ РКТ В ІНСТРУМЕНТІ XCIST.**

#### **3.1. Можливості програми.**

Проект XCIST був розроблений доктором Хенгьон Ю та його командою з Массачусетського Університета міста Лоуелл. Його ціллю є розробка програми CatSim (Computer Assisted Tomography Simulator) для створення точних симуляцій процесу сканування КТ-сканера. Він включає: найсучасніші алгоритми реконструкції КТ, детальні та реалістичні цифрові зображення фантомів пацієнтів з та без реалістичних пухлин, та інструмент оцінки дози. Програму CatSim можна досить гнучко налаштувати, так як, по суті, це набір функцій, що включає фізичні явища, які лежать в основі формування рентгенівської проекції. Завдяки цьому користувач має можливість вдосконалювати та розширювати основні цілі програми, визначаючи нові функції та її компоненти.

XCIST являє собою важливий перший крок до створення віртуальної платформи для ефективного та реалістичного проведення досліджень візуалізації, прискорення розробки та клінічного перекладу нових технологій візуалізації раку. Будучи основою, XCIST розроблений для включення фундаментальних можливостей, які застосовуються до всіх рентгенівських модальностей, і включає ключові моделі, які дозволяють дослідникам негайно почати симулювати рентгенівські/КТ-зображення. Це також дозволить дослідникам розробляти власні моделі КТ, рентгенівських і мамографічних систем, використовуючи базові можливості XCIST. [15]

### 3.2. Структура програми, вхідні та вихідні дані.

Програма CatSim не має інтерфейсу, тому, розглянемо структуру файлів та папок і як вони взаємопов'язані. У кореневій папці “main-master” (Рис.16) знаходяться 5 папок:

- 1) *.github* - потрібна для роботи з гітхабом.
- 2) *evaluation* - містяться файли з вхідними даними за замовчуванням, документація щодо експериментів та деякі додаткові файли для регулювання центру та поля зору для відстеження одного дрота.
- 3) *EXE* - програма, файли вхідних даних та папка з результатами, тобто вихідними даними.
- 4) *gecatsim* - файли для функціонування. У цій папці знаходиться інформація щодо типу фільтра-метелика (bowtie), реконструкції дози, фокусної плями, різних тканин, тощо.
- 5) *license* - ліцензія. Не ні на що не впливає.

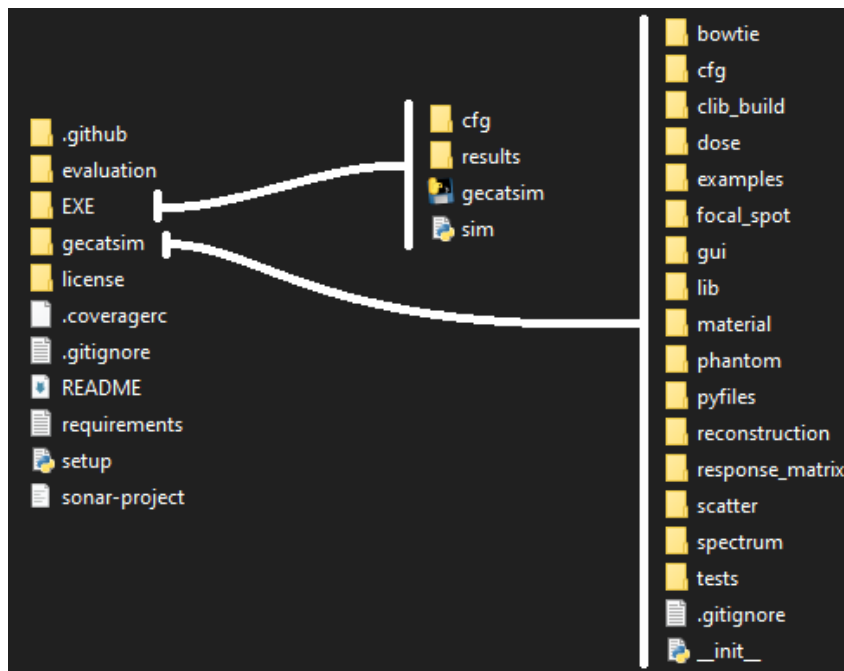


Рис.16 - Структура папки “main-master”

Для нас важливі тільки *EXE* та *gecatsim*. У першій папці знаходяться програма “Gecatsim”, вхідні дані у папці “cfg” та вихідні файли у папці “results”. При початку роботи ми відкриваємо програму, яка у свою чергу запускає



командну строку, у якій відображається ініціалізація. Якщо у конфігураційних файлах наявна помилка, то вікно з командною строкою закриваються автоматично, після виводу помилки на екран. Саме тому потрібно відкривати програму по-особливому:

1. Натискаємо набір клавіш Win+R;
2. У відкритому вікні вводимо “cmd”, натискаємо ОК;
3. Відкривається системна командна строка;
4. Змінюємо директорію (cd - change directory) , вводимо шлях до нашої програми наступним чином і натискаємо “Enter”:

`“cd C:/Catsim/main-master/EXE”`

5. Щоб відкрити програму просто дописуємо її назву “gecatsim” і натискаємо “Enter”.

Тепер, після виводу помилки, вікно не закриється і ми зможемо її виправити.

Ми згадували про вхідні дані, але як їх змінювати? Зайшовши у папку “cfg” ми побачимо 5 конфігураційних файлів:

1. “Phantom.cfg” - Визначає фантом, що потрібно сканувати;
2. “Physics.cfg” - Визначає параметри рівня моделювання, які визначають точність, з якою виконується моделювання;
3. “Protocol.cfg” - Визначає протокол сканування, включаючи техніку сканування, спектр, фільтрацію тощо;
4. “Recon.cfg” - Визначає параметри реконструкції;
5. “Scanner.cfg” - Визначає сам сканер, включаючи геометрію та деякі властиві параметри сканера.

Для того, щоб визначати нові змінні треба відкривати конфігураційні файли через програму редагування програмного коду - Visual Studio Code. Усі конфігураційні налаштування можна знайти по посиланню [18].

Тепер ми налаштували наші вхідні файли (згідно експериментів з наступного пункту) і виконали програму. Усі отримані результати записуються у папку “results” з різними розширеннями: “.air”, “.offset”, “.prep”, “.scan”. Для їх

читання знадобиться ще одна програма - "ImageJ". Відкривши її ми обираємо наступне: File - Import - Raw. У відкритому вікні обираємо вихідний файл із одним з розширень.

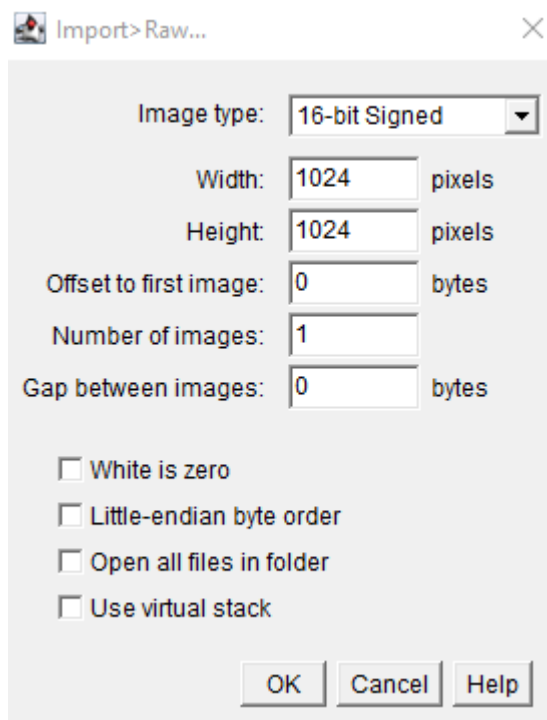


Рис.17 - Вибір налаштувань перегляду

Відкрите вікно (рис.17) являє собою набір налаштувань перегляду даних. Обираємо тип зображення "16-bit Signed" і натискаємо "OK". В нас відкривається вікно із зображенням, на якому повинне бути наше реконструйоване зразкове зображення, яке вказано в конфігураційному файлі "Phantom.cfg". Також, окрім згадуваних результатів, після роботи програми з'являється вікно з графіком.

Розглянемо останню, цікаву для нас, папку - "gecatsim". Окрім згадуваних папок із налаштуваннями фільтра-метелика, фокусної плями та реконструкції дози, тут розміщено одну з важливих папок з налаштуваннями - "material". Вона містить у собі перелік матеріалів (рис.18), такі як кітска, вода, кров, діамант, мозок та інші. Усіх їх можна переглянути за допомоги VSCode.

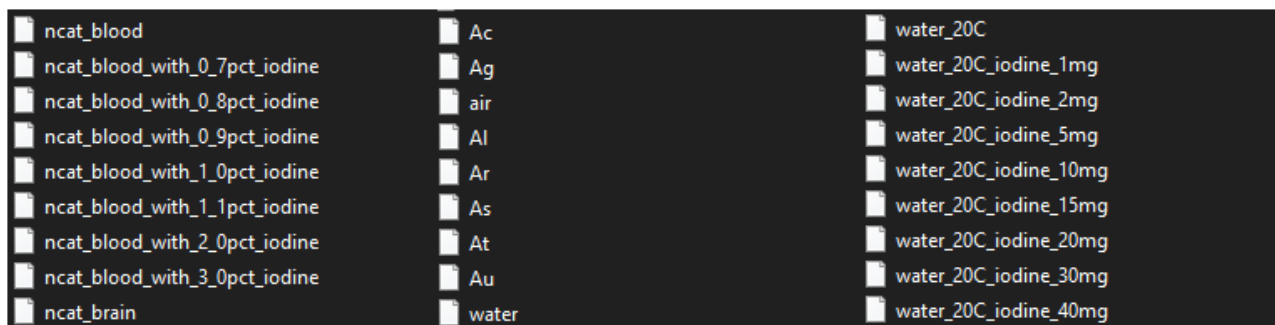


Рис.18 - Частина файлів зі значеннями тканин та матеріалів

Нижче каталогу матеріалів знаходиться папка з фантомами, тобто віртуальними об'єктами сканування. Для їх використання треба вказувати шлях до одного з них у вже згадуваному “Phantom.cfg”. Зображення може бути яким-завгодно, головне щоб розширення файлу було “.json” чи “.prp”.

Також треба згадати ще один каталог - “spectrum”. Він містить дані, пов'язані зі спектром рентгенівського випромінювання. Спектр рентгенівського випромінювання є ключовим фактором, що впливає на якість зображення та дозу опромінення пацієнта.

Розберемо один із файлів у цій папці - “tungsten\_tar7.0\_120\_filt”

1. “tungsten” - Назва матеріалу для аноду рентгенівської трубки або фільтра;
2. “tar7.0” - Параметр, пов'язаний з товщиною аноду або фільтра, де “tar”, скоріше за все - “target”, тобто мішень, а “7.0” - її товщина в мм;
3. “120” - Напруга рентгенівської трубки в кіловольтах (kVp);
4. “Filt” - Скорочення від “filter”, що вказує на те, що дані в файлі стосуються спектра рентгенівського випромінювання, який пройшов через фільтр.

### 3.3. Експерименти.

Наведемо два набори експериментів, призначених для ілюстрації поточних можливостей і корисності XCIST. Усі експерименти [1] представляють типовий діагностичний КТ-сканер із використанням репрезентативної системи, детектора та геометрії джерела рентгенівського випромінювання, фільтра-метелика та детектора, що інтегрує енергію. Була використана тривимірна (3D) FDK конусно-променева реконструкція (Feldkamp et al 1984). Параметри конфігурації за замовчуванням указано в таблиці 1. Кількість змінних параметрів, наведених у таблиці 1, демонструє високу гнучкість XCIST, навіть незважаючи на те, що численні менш часто використовувані параметри не показані в інтересах стислості. Зауважте, що деякі параметри перевизначені для конкретних експериментів, визначених пізніше.

Табл.2 - Поточний і майбутній набір функцій XCIST [1]

Категорія	Доступні функції	Заплановані функції
Materials	194 pre-defined	
Focal spots	3D uniform	3D Gaussian
		3D user-specified profile
Spectra	7 precalculated spectra: 7-degree takeoff angle, 80 kV to 140 kV in 10 kV steps.	Infinite spectra by spectrum model, 80–140 kV and 5-degree to 9-degree takeoff angles
	User-specified spectra	
Source filters	Flat	Curved
Bowtie filters	Large, medium, small	
Projectors and phantoms	Analytic	Polygonal
	Voxelized	
	XCAT (NURBS + polygonal)	
Detector	Third generation, curved	Flat

Detection	Flux	Ray angles (3D)
	Ray angles (2D)	Photon-counting (PC)
	Pre-filter	Optional crosstalk
	Energy-integrating (EI)	X-ray crosstalk
	Fill factor (X and Y)	Lag
	DAS	
Sampling	Focal spot (width and length)	
	Detector (row and column)	
	Intra-view	
Scan trajectories	Helical (axial with table speed = 0)	
Scatter	Analytical model	
Prep	Gain and offset correction, Negative log	
	Water beam-hardening correction	
Reconstruction	Axial FDK	Helical FDK
	<ul style="list-style-type: none"> <li>● Equiangular and equidistant</li> <li>● Multiple kernels</li> </ul>	Iterative reconstruction
Dose estimation		Kernel-based method

### **Експеримент 1.**

Демонстрація базового функціоналу XCIST.

Для демонстрації використаємо програмний фантом із логотипу CatSim. Ми використовували вокселізований фантом і проектор. Використовувалися стандартні значення джерела, детектора та вибірки внутрішнього зображення. Щоб перевірити диференціацію згасання матеріалу, ми використовували два матеріали з суттєво різною енергетичною залежністю (вода та кістка), і ми моделювали при 70 кеВ. Деталі конфігурації наведено в таблиці 3.



Рис.19 - Зображення фантома логотипу CatSim. Чорні зони представляють кістку, а сірі — воду. Фантом визначається двома зображеннями матеріалу, де кожен воксель містить дійсне число в діапазоні від 0 до 1, що представляє частку (за об'ємом) відповідного матеріалу, як зазначено у файлі конфігурації фантома [1]

Табл.3 - Параметри симуляції для експерименту 1 [1]

Конфігурація	Назва параметру	Значення параметру
<b>Phantom CFG</b> (see Supplementary data - S7)		
Phantom parameters	Phantom/projector type	voxelized
	Phantom specification file	(see Supplementary data - S8)
	Phantom materials	Water, bone
	Voxel size, X and Y (mm)	0.25
<b>Over-rides</b>		
Scanner	Detector row count	1
Protocol	X-ray-tube current (mA)	100
Physics	Monoenergetic spectrum	70 keV
	Focal spot sampling, z	1
	Detector row (z) sampling	1
	Quantum noise enabled	no
	Electronic noise enabled	no
Reconstruction	Field of view(FOV, mm)	300
	Slice thickness(mm)	0.568
	Water LAC( $\mu$ , $\text{mm}^{-1}$ )	0.0193

Після моделювання та реконструкції отримане зображення показано на малюнку 20, яке відображається з кількома налаштуваннями ширини вікна (WW)/рівня вікна (WL). Повітряна область показує значення моди  $-995$  HU,

область води показує значення моди 0 HU, а область кісток – значення моди 1551 HU. Стандартні відхилення для повітряного та водного регіонів становлять 9,8 HU та 11,8 HU відповідно, і розподіли видаються Гаусовими. Розподіл значень води дещо асиметричний (зверніть увагу на тонкий хвіст праворуч від піку на гістограмі в (c)); розподіл значень кісток асиметричний з хвостом ліворуч від піку.

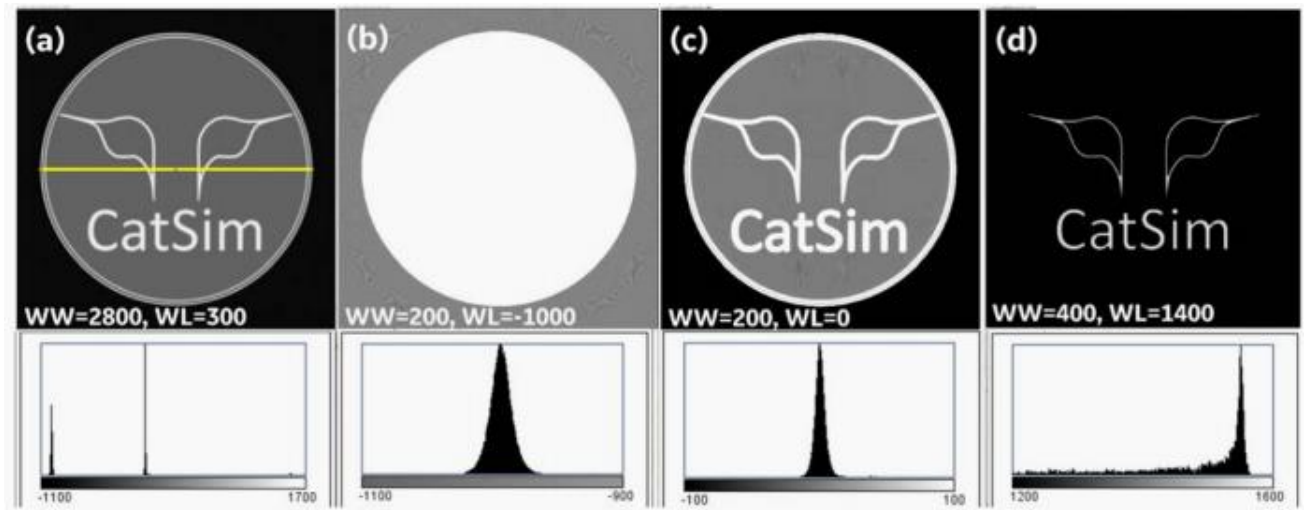


Рис.20 -Результати експерименту 1 [1]

Усі відображені значення в одиницях HU. (a)–(d) Те саме зображення відображається з використанням різних налаштувань WW/WL. (a) Відображається на WW/WL, вибраному для включення всіх значень у зображення. Чорні області представляють повітря; сірі області представляють воду; білі області представляють кістку. Жовта лінія показує діаметр змодельованого/реконструйованого зображення, 256 мм. (b) Відображається за допомогою WW/WL, вибраного для включення вокселів, що містять повітря. Сірі області представляють повітря (від -1100 до -900 HU, режим = -995 HU); білі області представляють воду або кістку (більше -900 HU). (c) Відображаються за допомогою WW/WL, вибраного для включення вокселів, що містять воду. Чорні області представляють повітря (менше -100 HU); сірі області представляють воду (від -100 HU до 100 HU, режим = 0 HU); білі області представляють воду + кістку або кістку (більше 100 HU). (d) Відображаються за допомогою WW/WL,

вибраного для включення вокселів, що містять кістку. Чорні області представляють повітря, воду або воду + кістку (менше 1200 HU); сірі області представляють кістку (більше 1200 HU, режим = 1551 HU).

#### *КТ загасання основних матеріалів*

Загасання СТ у великих однорідних областях основних матеріалів повітря та води моделюється таким чином, щоб воно було дуже близьким до очікуваного значення для повітря (-995 HU проти -1000 HU за визначенням), що точно узгоджується з очікуваним значенням для води (визначено як 0 HU, змодельовано як 0 HU), і в точній відповідності з очікуваним значенням для кістки (розраховане як 1552 HU, змодельоване як 1551 HU).

#### *Варіабельність значень HU через ефект часткового об'єму*

Форми розподілів у великих однорідних областях повітря та води зумовлені невеликою кількістю фантомних пікселів на границях ознак, які містять різні об'ємні частки повітря та води. Як і очікувалося, при проектуванні цих вокселів результуюче загасання може коливатися між значеннями повітря та води. Стандартне відхилення розподілу води більше, ніж розподілу повітря. Це пов'язано з тим, що є невеликий хвіст на кінці більшого HU розподілу води через деякі вокселі на кордонах елементів, які містять дуже малу частку кістки. тобто вузькі лінії в логотипі CatSim перетинають вокселі, залишаючи багато вокселів, які містять фракції кістки та води. Отриманий «ефект часткового об'єму» створює вокселі з СТ-загасанням у діапазоні від приблизно 1551 HU (майже повністю кістка) до приблизно 0 HU, де розподіл цих вокселів змішується з верхнім хвостом розподілу вокселів, які повністю містять воду.

#### **Експеримент 2.**

Оцінка впливу накладення зображення, зміцнення променя, розсіювання рентгенівського випромінювання, електронного та квантового шуму на якість зображення.

Ми використовували аналітичний фантом і аналітичний проектор. Спочатку ми змодельовали в ідеальних умовах, тобто велике число  $V$   $R-1$ , моноенергетичний спектр, без змодельованого розсіювання чи шуму, і таким



чином усунули основні причини ефектів неідеального IQ. Потім, представляючи одну першопричину за раз, ми намагалися продемонструвати вплив кожної першопричини на IQ. Тому ми симулювали шість умов (2.1–2.6), описаних у наступних абзацах і наведених у таблиці 4. Зауважте, що, за винятком експерименту 2.6, перевизначення, характерні для кожного підексперименту, застосовувалися лише для цього підексперименту, тобто відхилення не були кумулятивними.

Табл.4 - Параметри симуляції для експерименту 2 [1]

Конфігурація	Назва параметру	Значення параметру	
<b>Phantom CFG</b> (see Supplementary data - S13)			
Phantom parameters	Phantom/projector type	analytic	
	Phantom specification file	(see Supplementary data - S14)	
	Phantom materials	Water, bone, Ti, Fe	
<b>Over-rides</b>			
over-rides applied for sub-experiment <b>2.1</b> and subsequent subexperiments with additional over-rides	Detector row count	1	
	Views/rotation	2000	
	X-ray-tube current (mA)	500	
	Monoenergetic spectrum	88 keV	
	Focal spot sampling, x	4	
	Focal spot sampling, z	1	
	Detector col (x) sampling	4	
	Detector column width (mm)	1	
	View sampling	1	
	Water LAC( $\mu$ , $\text{mm}^{-1}$ )	0.0178	
additional over-rides, per sub-experiment	<b>2.2</b>	Views/rotation	360
	<b>2.3</b>	Monoenergetic spectrum	no
		Water LAC( $\mu$ , $\text{mm}^{-1}$ )	0.02
	<b>2.4</b>	Detector row count	64
		Scatter model	on
	<b>2.5</b>	Electronic and quantum noise enabled	yes
<b>2.6</b>	All parameters from 2.2 through 2.5	applied	

На рисунку 21 показано вплив різних параметрів і фізичних ефектів на якість зображення. Наступні параграфи стосуються цієї фігури.

Оскільки під час моделювання вимкнено всі першопричини, що створюють артефакти, реконструйоване зображення точно представляє фантомний дизайн (верхній ліворуч).

Коли кількість переглядів за один поворот зменшується до  $360 V/R$ , радіальні смуги, найбільш помітні на периферії, стають очевидними (угорі по центру та внизу праворуч).

Більшість зображень на малюнку отримано шляхом моделювання з використанням моноенергетичного рентгенівського спектру (тобто 70 кеВ), що є непрактичним і тому недоступним для систем клінічної візуалізації. Проте зміцнення променем не відбувається з моноенергетичним спектром. Коли моделювання виконується з реалістичним поліенергетичним спектром (тобто 120 кВп), виникають артефакти зміцнення променя (правий стовпець зображень).

Якщо ввімкнути модель розсіювання XCIST, ефекти розсіювання рентгенівського випромінювання відображаються в нижньому лівому та нижньому правому кутах, а результат увімкнення моделі шуму CatSim — у нижньому центральному та нижньому правому кутах.

Коли всі моделі та параметри ввімкнено одночасно, створюють згадані вище артефакти зображення, отримане зображення відображається внизу праворуч.

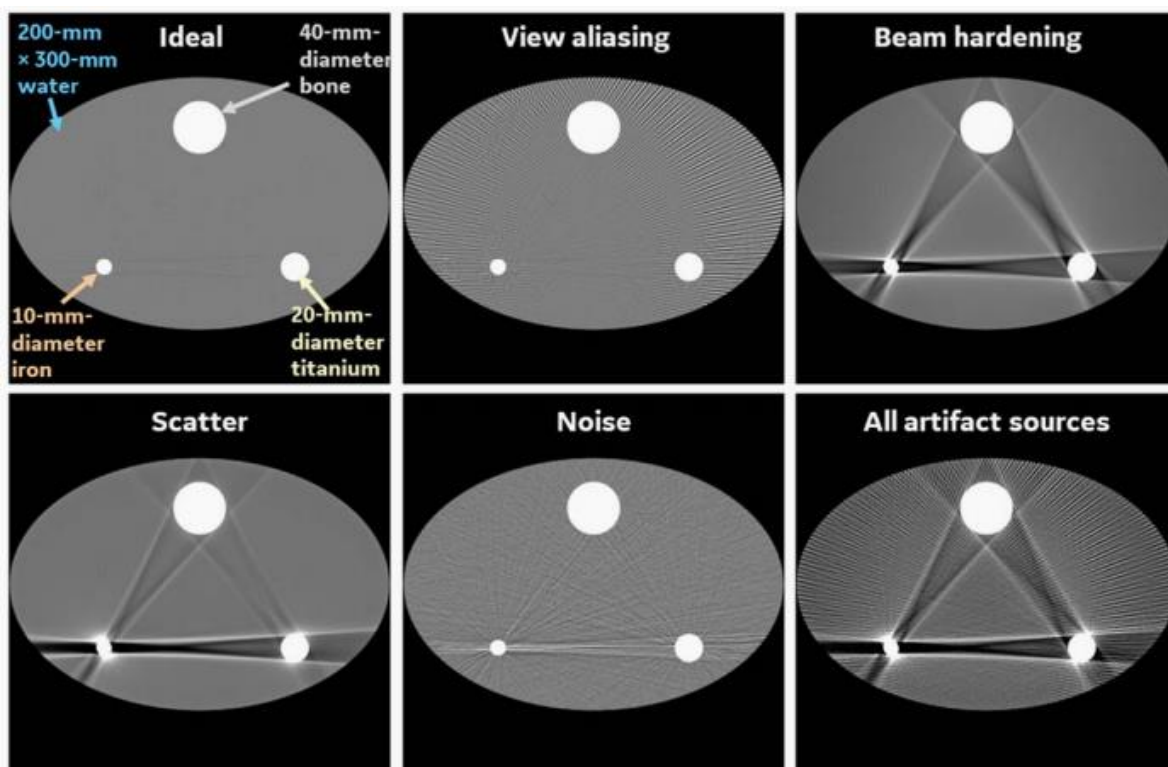


Рис.21 - Результати експерименту 2 [1]

Аналітичний фантом був використаний для демонстрації першопричин різноманітних поширених артефактів зображення.

Коли всі першопричини вимкнено (верхній ліворуч), виходить ідеальне зображення. Окреме увімкнення кожної першопричини (накладення зображення, зміцнення променя, розсіювання рентгенівського випромінювання та електронний + квантовий шум) дає змогу якісно оцінити отримані артефакти зображення. Наслідки всіх першопричин показані (внизу справа).

Цей експеримент демонструє, що XCIST може допомогти зрозуміти першопричини артефактів зображення, змінюючи параметри або вмикаючи різні фізичні ефекти незалежно.

#### *Перегляд псевдонімів*

Коли кількість  $V/R$  зменшується, радіальні смуги є результатом зміщення зображення через погану кутову вибірку. Загалом, близько 1000 або більше  $V/R$  потрібно для придушення псевдонімів перегляду; однак інколи буває вигідно прийняти незначне накладення в інтересах зменшення ефекту обмеженого проникнення рентгенівського випромінювання, як показано в експерименті 2.

Зауважте, що ми вибрали 360 V/R, щоб ефект був чітким на маленькому зображенні в цій публікації; на практиці, коли зображення переглядаються на великій робочій станції для перегляду зображень, зміщення перегляду можна побачити при використанні набагато більшої кількості V/R. Використовуючи XCIST, можна оптимізувати компроміс між дозою радіації (mAs), якістю зображення та параметрами конструкції сканера та протоколу сканування.

#### *Зміцнення променя та розсіювання рентгенівського випромінювання*

Ці фізичні ефекти мають дуже різні основні механізми. Однак їхній вплив на якість зображення напрочуд схожий. Зміцнення пучка виникає при збільшенні ефективної енергії поліенергетичного спектру через непропорційне ослаблення низькоенергетичної енергії. Розсіювання походить від комбінації механізмів Комптона та фотоелектричного розсіювання, які також залежать від енергії. На практиці важко або неможливо помітити різницю між зміцненням променя та розсіюванням у реконструйованих зображеннях. Однак, використовуючи XCIST, розробники сканерів можуть моделювати свої проекти та/або виправляти в ланцюжку обробки зображень і таким чином скорочувати час проектування та розробки.

#### *Шум зображення*

У шумі зазвичай домінує рентгенівський квантовий шум. Однак у деяких умовах домінує електронний шум детектора, прикладом чого є смуги між двома металевими стрижнями на зображенні, що містить лише шум. Здатність імітувати такі умови за допомогою XCIST може допомогти тим, хто розробляє системи КТ, коригування ланцюжка зображень і протоколи сканування, зрозуміти, коли шум стає обмежуючим фактором для кінцевої якості зображення.

#### *Комбіновані ефекти*

Здатність симулювати всі ефекти разом може допомогти зрозуміти остаточну якість зображення, коли всі неідеальні моделі моделюються разом.

## ВИСНОВКИ

У роботі проведено огляд технології рентгенівської комп'ютерної томографії. На сьогоднішній день цей діагностичний метод стає все більш доступним для широкого використання, бо раніше цей метод був досить дорогим і не у всіх містах його можна було провести.

За весь час існування цього методу, було створено 5 поколінь сканерів: сканер з детектором і рентгенівською трубкою, що рухаються паралельно одне-одному; сканер, що схожий на той минулого покоління, але зі збільшеною кількістю детекторів; широкоживані сканери із віяловим типом розміщення детекторів по відношенню до трубки; сканер із стаціонарно розміщеними детекторами у вигляді кільця; та маловживані сканери, у яких, замість рентгенівської трубки, використовується електронна гармата, кільця-мішень та детектори паралельно до них, також у вигляді кільця.

Також було розглянуто чотири методи реконструкції – Метод Прямої Проекції, Метод Зворотньої Проекції, Метод Зворотньої Проекції та поглиблено розглянуто Ітераційні Методи Реконструкції Зображень.

Було вивчено роботу з програмою CatSim проекту XCIST. Розглянуто її можливості, структура і проведено два демонстраційні експерименти.

## СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

- 1) XCIST – an open access x-ray/CT simulation toolkit / M. Wu et al. *Physics in Medicine & Biology*. 2022. URL: <https://doi.org/10.1088/1361-6560/ac9174> (date of access: 23.06.2024).
- 2) Jiang Hsieh. *Computed Tomography: Principles, Design, Artifacts, and Recent Advances*. 3rd ed. SPIE digital library, 2015. 639 p. URL: <https://doi.org/10.1117/3.2197756> (date of access: 02.06.2024).
- 3) Туманська Н., Нордіо О., Кічангіна Т. МЕТОДИ ПРОМЕНЕВОЇ ДІАГНОСТИКИ : навч. посіб. Запоріжжя : ЗАПОРІЗЬ. ДЕРЖ. МЕД. УН-Т, 2018. 143с.  
URL: [https://www.google.com/url?sa=t&rct=j&q=&esrc=s&source=web&cd=&ved=2ahUKEwjO6tCy64mGAxUiRvEDHZmKDjoQFnoECBUQAQ&url=http://dspace.zsmu.edu.ua/bitstream/123456789/8023/1/%D0%9C%D0%B5%D1%82%D0%BE%D0%B4.%20%D0%BF%D1%80%D0%BE%D0%BC.%20%D0%B4%D1%96%D0%B0%D0%B3%D0%BD.\\_%D0%BF%D0%BE%D1%81%D1%96%D0%B1%D0%BD..pdf&usg=AOvVaw3LP3WSnj9MNfy-UadSYmkb&opi=89978449](https://www.google.com/url?sa=t&rct=j&q=&esrc=s&source=web&cd=&ved=2ahUKEwjO6tCy64mGAxUiRvEDHZmKDjoQFnoECBUQAQ&url=http://dspace.zsmu.edu.ua/bitstream/123456789/8023/1/%D0%9C%D0%B5%D1%82%D0%BE%D0%B4.%20%D0%BF%D1%80%D0%BE%D0%BC.%20%D0%B4%D1%96%D0%B0%D0%B3%D0%BD._%D0%BF%D0%BE%D1%81%D1%96%D0%B1%D0%BD..pdf&usg=AOvVaw3LP3WSnj9MNfy-UadSYmkb&opi=89978449) (дата звернення: 12.05.2024).
- 4) Yushchenko O. X-RAY RADIATION : презентація. 22 p. URL: [https://mix.sumdu.edu.ua/textbooks/75922/1830013/X-RAY\\_RADIATION.pptx](https://mix.sumdu.edu.ua/textbooks/75922/1830013/X-RAY_RADIATION.pptx) (date of access: 08.04.2024).
- 5) Zeng G. L. *Medical Image Reconstruction* : Електронна книга. De Gruyter, 2023. 287 p. [1, с. 133]
- 6) Методичні вказівки до практичних і самостійних занять на тему «Основи реконструкції зображень комп'ютерної томографії» з дисципліни «Експериментальні методи дослідження матеріалів та біологічних об'єктів» / укладач Ю. О. Космінська. – Суми : Сумський державний університет, 2020. – 28 с.
- 7) Яворський Б., Рафа Т. МЕТОДИ ТА ЗАСОБИ КОМП'ЮТЕРНОЇ РЕКОНСТРУКТИВНОЇ ТОМОГРАФІЇ : Навч. посіб. Тернопіль : ТНТУ, 2010.

108 с.

URL: [https://elartu.tntu.edu.ua/bitstream/123456789/2721/1/Methods\\_of\\_computer\\_tomography\\_reconstructive.pdf](https://elartu.tntu.edu.ua/bitstream/123456789/2721/1/Methods_of_computer_tomography_reconstructive.pdf).

8) Beckmann M. Computer Tomography : Конспект лекцій. 2023. 81 р.

URL: <https://arxiv.org/pdf/2312.02393>.

### **YouTube-відео:**

9) ProNus. CT scanner: 1st Generation, 2008. *YouTube*.

URL: <https://www.youtube.com/watch?v=fNaCxhhhZTE> (date of access: 04.06.2024).

10) Curious Doc. How a CT scan sees inside of you in 3D, 2023. *YouTube*.

URL: [https://www.youtube.com/watch?v=H\\_dReVZ6zIM](https://www.youtube.com/watch?v=H_dReVZ6zIM) (date of access: 04.06.2024).

11) How Radiology Works. Iterative Reconstruction ( How it works ), 2022. *YouTube*.

URL: <https://www.youtube.com/watch?v=Uzx3uNO-nc4> (date of access: 22.06.2024).

12) NIBIB gov. How Does a CT Scan Work?, 2017. *YouTube*.

URL: <https://www.youtube.com/watch?v=19swbAtRRbg> (date of access: 22.06.2024).

### **Зображення:**

13) DotEagle. Filtered-Back-Projection reconstructions of Shepp-Logan phantom at different angles, 2023. *Wikimedia Commons*.

URL: [https://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/1/1d/Filtered-Back-Projection\\_reconstructions\\_of\\_Shepp-Logan\\_phantom\\_at\\_different\\_angles.png](https://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/1/1d/Filtered-Back-Projection_reconstructions_of_Shepp-Logan_phantom_at_different_angles.png) (date of access: 22.06.2024).

### **Сайт:**

14) Nett B., PhD. Filtered BackProjection (FBP) Illustrated Guide For Radiologic Technologists • How Radiology Works. *How Radiology Works*.

URL: <https://howradiologyworks.com/filtered-backprojection-fbp-illustrated-guide-for-radiologic-technologists/> (date of access: 10.06.2024).

15) Cancer Imaging Program (CIP). *Cancer Imaging Program (CIP)*.  
URL: [https://imaging.cancer.gov/imaging\\_basics/cancer\\_imaging/ct\\_scans.htm](https://imaging.cancer.gov/imaging_basics/cancer_imaging/ct_scans.htm) (date of access: 03.06.2024).

16) Welcome to the XCIST Wiki!. *GitHub*.  
URL: <https://github.com/xcist/documentation/wiki> (date of access: 02.06.2024).

17) XCIST (x-ray-based cancer imaging simulation toolkit) / zhangjy-ge et al. *GitHub*.  
URL: <https://github.com/xcist/main/tree/master?tab=readme-ov-file> (date of access: 07.06.2024).

18) Mingye Wu. Configuration parameter definitions. *GitHub*.  
URL: <https://github.com/xcist/documentation/wiki/Configuration-parameter-definitions> (date of access: 23.06.2024).

### **Презентація:**

19) Upakar Paudel. CT Generation (Generation of CT). *SlideShare*.  
URL: <https://www.slideshare.net/slideshow/ct-generation-generation-of-ct/125888144> (date of access: 03.06.2024).