

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ
Сумський державний університет
Центр заочної, дистанційної та вечірньої форм навчання
Кафедра електроніки, загальної та прикладної фізики

«До захисту допущено»
Завідувачка кафедри

_____ Лариса ОДНОДВОРЕЦЬ
_____ 2024 р.

КВАЛІФІКАЦІЙНА РОБОТА
на здобуття освітнього ступеня «магістр»

за спеціальністю 171 «Електроніка»
освітньо-професійної програми «Електронні інформаційні системи»
на тему **«Комп'ютерна томографія: фізико-технічні принципи функціонування та сучасні застосування»**

Здобувача групи ЕП.мз-31с Вакуленка Антона Сергійовича

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

_____ Антон ВАКУЛЕНКО

Керівник д-р фіз.-мат. наук, професор Лариса ОДНОДВОРЕЦЬ _____

СУМСЬКИЙ ДЕРЖАВНИЙ УНІВЕРСИТЕТ
Центр заочної, дистанційної та вечірньої форми навчання
Кафедра електроніки, загальної та прикладної фізики
Спеціальність 171 – Електроніка, освітньо-професійна програма
«Електронні інформаційні системи»

ЗАТВЕРДЖУЮ
Завідувачка кафедри
_____ Лариса ОДНОДВОРЕЦЬ
«18» жовтня 2024 р.

ІНДИВІДУАЛЬНЕ ЗАВДАННЯ НА КВАЛІФІКАЦІЙНУ РОБОТУ МАГІСТРА

Вакуленка Антона Сергійовича

1. Тема роботи **«Комп'ютерна томографія: фізико-технічні принципи функціонування та сучасні застосування»**

затверджена наказом СумДУ від «15» листопада 2024 р., № 1186-VI

2. Термін здачі здобувачем закінченої роботи: 11 грудня 2024 р.

3. Вихідні дані до роботи (актуальність, мета):

Сучасна медична діагностика неможлива без електроніки та методів візуалізації, одним із ключових серед яких є комп'ютерна томографія (КТ). Цей спосіб відрізняється високою точністю, швидкістю проведення досліджень і здатністю створювати тривимірні реконструкції анатомічних структур, що робить його універсальним інструментом у багатьох галузях медицини. Мета кваліфікаційної роботи полягала в аналізі сучасних методів і принципів роботи томографа як електронної інформаційної системи та огляді практичного застосування і перспектив розвитку метода комп'ютерної томографії.

4. Зміст текстової частини роботи (перелік питань, які необхідно розробити):

1. Етапи розвитку комп'ютерної томографії.
2. Принципи комп'ютерної томографії та візуалізація зображень
3. Конструкція комп'ютерного томографа як електронної інформаційної системи.
4. Класифікація КТ.
5. Параметри сканування і реконструкції.
6. Типи детекторів.

5. Перелік графічного матеріалу для презентації:

Слайд №1, 2 – Актуальність і мета роботи.

Слайди №3, 4 – Етапи розвитку комп'ютерної томографії.

Слайди №5-7 – Принцип роботи томографів.

Слайд №8 – Класифікація методів КТ.

Слайди №9-13 – Параметри сканування і реконструкції.

Слайд №14 – Висновки.

КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

№ пор.	Назва етапів виконання кваліфікаційної роботи	Термін виконання етапів роботи	Примітка про стан виконання роботи
1	Теоретичний огляд систем комп'ютерної томографії	15.11.2024 р.	Виконано
2	Вивчення конструкції комп'ютерного томографа як електронної інформаційної системи	20.11.2024 р.	Виконано
3	Дослідження параметрів сканування і реконструкції	23.11.2024 р.	Виконано
4	Параметри і характеристики детекторів	25.11.2024 р.	Виконано
5	Підготовка тексту магістерської роботи	01.12.2024 р.	Виконано
6	Підготовка презентації до захисту кваліфікаційної роботи	07.12.2024 р.	Виконано
7	Попередній захист роботи	12.12.2024 р., 10 ⁰⁵ (онлайн)	Виконано
8	Захист кваліфікаційної роботи	18.12.2024 р., 140 ⁰	

Здобувач

Антон ВАКУЛЕНКО

Керівник

Лариса ОДНОДВОРЕЦЬ

АНОТАЦІЯ

Кваліфікаційна робота викладена на 49 сторінках, зокрема, містить 9 рисунків, 2 таблиці, список використаних джерел складається з 12 найменувань.

Актуальність теми обумовлена тим, що сучасна медична діагностика неможлива без електроніки та методів візуалізації, одним із ключових серед яких є комп'ютерна томографія (КТ). Цей спосіб відрізняється високою точністю, швидкістю проведення досліджень і здатністю створювати тривимірні реконструкції анатомічних структур, що робить його універсальним інструментом у багатьох галузях медицини. Мета кваліфікаційної роботи полягала в аналізі сучасних методів і принципів роботи томографа як електронної інформаційної системи та огляді практичного застосування і перспектив розвитку метода комп'ютерної томографії.

Мета кваліфікаційної роботи магістра полягала в аналізі сучасних методів і принципів роботи томографа як електронної інформаційної системи та огляді практичного застосування і перспектив розвитку метода комп'ютерної томографії.

Отримані результати:

1. У кваліфікаційній роботі магістра розглянуто сучасні технології комп'ютерної томографії, які забезпечують високу швидкість сканування, тривимірну реконструкцію (3D) та зменшення променевої дози завдяки оптимізації протоколів сканування.

2. Показано, що комп'ютерна томографія (КТ) – це неінвазивний метод діагностики, що базується на рентгенівських променях, який дозволяє отримувати зрізові зображення (слайси) внутрішніх структур організму з високою просторовою роздільною здатністю, що суттєво підвищує точність та чутливість діагностики патологічних процесів.

3. Установлено, що перевагами методу комп'ютерної томографії є швидкість, точність та можливість отримання мультипараметричних даних, а недоліками, - ризик променевої небезпеки. Параметри сучасного КТ сканера: максимальна кількість зрізів: 64, кількість рядків детекторів: 32, діапазон поля огляду: 504 мм, ефективна теплова ємність рентгенівської трубки: 5,0 МТЗ, діапазон анодного струму: 10-350 мА, максимальна потужність генератора 42 кВт, діапазон струму на трубці: 10 мА - 350 мА.

4. Проаналізовано, що Технологія OpTix Optical RF – це високоякісна система з 8/16-канальними гнучкими котушками та апертурою 60 см для цифрового перетворення сигналу та його передачі оптоволоконно, яка забезпечує збільшення співвідношення сигнал/шум на 27% порівняно зі стандартними приймачами сигналів, сприяючи підвищенню якості зображення.

5. Обговорено перспективи подальшого розвитку комп'ютерної томографії, включаючи інтеграцію алгоритмів штучного інтелекту та машинного навчання для автоматизації процесів аналізу зображень, а також розробку нових технологій, таких як спектральна КТ, що дозволяє отримувати додаткову інформацію про тканини на основі їх хімічного складу.

Ключові слова: томограф, комп'ютерна томографія, детектор, апертура, анодний струм, зріз.

ВСТУП

Сучасна медична діагностика неможлива без методів візуалізації, одним із ключових серед яких є комп'ютерна томографія (КТ). Цей спосіб отримання пошарових зображень внутрішніх органів і тканин став невід'ємною складовою діагностичного процесу, відкриваючи нові можливості для виявлення захворювань на ранніх стадіях. КТ відрізняється високою точністю, швидкістю проведення досліджень і здатністю створювати тривимірні реконструкції анатомічних структур, що робить його універсальним інструментом у багатьох галузях медицини.

Еволюція технологій КТ від класичних аксіальних сканувань до спіральної та багатошарової томографії відкрила нові горизонти у діагностиці. Важливим кроком стало впровадження новітніх детекторів та алгоритмів реконструкції, які базуються на перетворенні Радона. Завдяки цьому стало можливим отримання детальних зображень навіть найдрібніших структур організму, як відзначають автори фундаментальних праць з цієї тематики, таких як М. Прокоп та інші.

Окрім того, комп'ютерна томографія активно застосовується для оцінки функціонального стану серцево-судинної системи, в онкологічних обстеженнях і при ургентних станах. Важливою складовою точності діагностики є правильна підготовка пацієнта, використання контрастних препаратів і оптимізація режимів сканування, що дозволяє отримати якісні результати з мінімальним дозовим навантаженням. Тематика кваліфікаційної роботи актуальна через важливість КТ у сучасній клінічній практиці, де вона слугує інструментом не лише для діагностики, але й для планування та моніторингу лікування.

Мета кваліфікаційної роботи полягала в аналізі сучасних методів і принципів роботи томографа як електронної інформаційної системи та огляді практичного застосування і перспектив розвитку метода комп'ютерної томографії.

ЗМІСТ

	стор.
ВСТУП	6
РОЗДІЛ 1 ПРИНЦИПИ КОМП'ЮТЕРНОЇ ТОМОГРАФІЇ ТА ВІЗУАЛІЗАЦІЇ ЗОБРАЖЕНЬ	8
1.1 Конструкція комп'ютерного томографа як електронної інформаційної системи.....	8
1.2. Принцип сканування.....	13
1.3 Реконструкція зображень.....	17
1.4 Дисплеї, матриці зображень та поле огляду.....	24
1.5 Товщина зрізу.....	28
РОЗДІЛ 2 ВИДИ КОМП'ЮТЕРНОЇ ТОМОГРАФІЇ	31
2.1 Спіральна КТ: переваги та недоліки.....	31
2.1.1 Алгоритм інтерполяції та профіля зрізу.....	35
2.2 Багатошарова КТ.....	36
2.2.1 Алгоритм реконструкції.....	40
2.2.2 Типи детекторів.....	42
ВИСНОВКИ	48
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ	49

РОЗДІЛ 1

ПРИНЦИПИ КОМП'ЮТЕРНОЇ ТОМОГРАФІЇ ТА ВІЗУАЛІЗАЦІЇ ЗОБРАЖЕНЬ

1.1 Конструкція комп'ютерного томографа як електронної інформаційної системи

Інформаційна система КТ виконує численні завдання, які є ключовими для забезпечення якості зображень і точності діагностичного процесу [1-3]. Однією з основних функцій є обробка даних, що дозволяє перетворювати сигнали зібрані детекторами у візуальні зображення, зрозумілі для лікарів. Використання сучасних алгоритмів реконструкції, таких як фільтроване зворотне проектування та ітеративна реконструкція, дозволяє підвищити якість зображень навіть за умов низького рівня випромінювання, що є надзвичайно важливим для пацієнтів, які потребують багаторазових обстежень.

Інформаційна система також управляє параметрами сканування, забезпечуючи індивідуальний підхід до кожного пацієнта. Наприклад, для дітей або пацієнтів із онкологічними захворюваннями застосовуються низькодозові протоколи, які мінімізують радіаційне навантаження без зниження якості зображень. Важливим елементом є також візуалізація результатів, яка дозволяє отримати зображення у двовимірному або тривимірному форматі. Тривимірні моделі, які створюються на основі отриманих даних, є незамінними при плануванні складних хірургічних втручань, зокрема в нейрохірургії та кардіології.

Сучасні КТ інтегруються з медичними інформаційними системами, такими як PACS, що забезпечує зберігання результатів обстежень у цифровому форматі, їх швидкий доступ і можливість передачі між різними медичними закладами.

Така інтеграція особливо важлива у випадках невідкладної діагностики, коли оперативний обмін інформацією може врятувати життя пацієнта.

Система комп'ютерного томографа має особливе значення у сучасних реаліях медицини. Зростання кількості хронічних захворювань, поширення інфекційних хвороб та потреба в ранньому виявленні патологій зумовлюють необхідність швидкої, точної та безпечної діагностики. Використання автоматизованих процесів, включаючи алгоритми штучного інтелекту, дозволяє значно прискорити обробку даних, автоматично виявляючи аномалії на зображеннях, що знижує навантаження на лікарів і зменшує ризик помилок. У поєднанні з адаптивними фільтрами і технологіями оптимізації дози випромінювання інформаційна система КТ забезпечує якість діагностики та комфорт для пацієнтів.

Важливим аспектом є можливість дистанційної діагностики, яка в умовах розвитку телемедицини стає ще актуальнішою. Інтеграція КТ із телемедицинськими платформами [1, 2 4] дозволяє лікарям аналізувати результати обстежень незалежно від їхнього фізичного розташування, що є критично важливим у випадках пандемій або катастроф, коли швидкий доступ до діагностичних даних може врятувати життя.

Комп'ютерна томографія (КТ), завдяки інтеграції сучасних технологій, є не лише методом діагностики, а й складним комплексом, що включає апаратні засоби, програмне забезпечення і аналітичні алгоритми. Інтеграція програмного забезпечення в роботу томографа базується на застосуванні складних математичних моделей для реконструкції зображень. Наприклад, використання Радонівського перетворення дозволяє отримати точні зрізи внутрішніх структур організму, навіть за умов обмеженої кількості проєкцій. Реконструкція зображень із застосуванням методів зворотного проєктування вимагає обробки великих обсягів даних, що досягається завдяки високопродуктивним обчислювальним системам.

Одним із ключових досягнень є впровадження багатошарових детекторів, які дозволяють одночасно реєструвати кілька зрізів. Ця технологія значно прискорила процес сканування та зменшила радіаційне навантаження на пацієнтів, що робить КТ більш безпечною для широкого використання. Сучасні томографи оснащуються твердотільними детекторами, які не лише знижують спотворення сигналів, але й забезпечують високу роздільну здатність отриманих зображень, що є критично важливим у діагностиці дрібних анатомічних структур.

Сучасна потреба в КТ пов'язана з багатьма аспектами клінічної медицини. Спіральна комп'ютерна томографія (СКТ), впроваджена для забезпечення безперервного збору даних під час поступального руху пацієнта через апарат, дозволяє створювати тривимірні моделі анатомічних структур. Це особливо актуально у випадках складних хірургічних втручань, коли необхідна максимальна точність при плануванні операцій. Багатошарова спіральна комп'ютерна томографія (МСКТ) ще більше підвищує ефективність сканування, забезпечуючи точне виявлення навіть дрібних патологій.

У методичних рекомендаціях зазначається, що підготовка пацієнта та використання контрастних речовин відіграють важливу роль у забезпеченні якості діагностики. Введення контрастних препаратів, таких як йодовмісні розчини, дозволяє візуалізувати судинні структури, визначати аномалії кровопостачання та ідентифікувати патологічні утворення. Це є незамінним підходом при дослідженні онкологічних захворювань, коли необхідна чітка візуалізація пухлин і їхньої васкуляризації [3, 4].

Системи управління параметрами сканування адаптуються до індивідуальних потреб пацієнта, забезпечуючи оптимальний баланс між якістю зображень та мінімізацією радіаційного впливу. Для цього використовуються адаптивні алгоритми, які враховують особливості тканин і структур, що вивчаються, а також технічні параметри апарата. Наприклад, налаштування товщини зрізу, швидкості обертання гентрі та часу експозиції дають змогу

ефективно діагностувати захворювання серцево-судинної системи, органів черевної порожнини та опорно-рухового апарату.

Комп'ютерна томографія також відіграє важливу роль у невідкладній медицині. Завдяки своїй швидкості та точності, вона дозволяє оперативно виявляти критичні стани, такі як інсульти, тромбози чи внутрішні кровотечі. У таких випадках своєчасний доступ до отриманих даних через інтеграцію з медичними інформаційними системами є вирішальним фактором для успішного лікування пацієнта.

Таким чином, використання сучасних технологій у комп'ютерній томографії перспективне (Таблиця 1.1) та дозволяє не лише досягати високої точності діагностики, але й робить цей метод адаптивним до нових викликів медицини.

Джерело рентгенівського випромінювання будь-якого КТ рентгенівська апарату являється Х-променева трубка (Рис.1.1). У системах КТ основне завдання забезпечення миттєвої потужності для зменшення часу сканування. В середньому у сучасних системах Струм анода трубки становить 300 Ма при напрузі 140кВ потужність досягає 42 кВт [5]. Така система потребує охолодження анода, найбільш доцільне рідинного типу. Х – променеві трубки виготовляють також металокерамічними. Така конструкція, значно підвищує їх надійність, тривалість експлуатації. Тривалість неперервної роботи 60 000...150 000 скан-секунд. Забезпечення обертання променя з високою швидкістю (3000 об/хв) пристрій потребує спеціальної струмовідвідної або напруговідбирної конструкції.



Рис. 1.1. Сучасна рентгенівська трубка (X-ray tube)

Таблиця. 1.1 Етапи розвитку комп'ютерної томографії

Рік	Подія
1924	Розробка Радонном базових математичних принципів
1963	Реконструкція зображень (Кормак)
1971	Розробка технології КТ у лабораторії компанії «ЕМІ»
1971	Комп'ютерний томограф для голови (ЕМІ Mark I)
1974	Комп'ютерний томограф для всього тіла (АСТА)
1974	Комп'ютерний томограф третього покоління (Atronik)
1977	Комп'ютерний томограф четвертого покоління (AS&E)
1979	Присудження Нобелівської премії Хаунсфілду та Кормаку
1980-і	Технічне вдосконалення
1983	Динамічний спіральний реконструктор
1983	Електронно-променеве КТ-сканування
1989	Спіральна комп'ютерна томографія (СКТ)
1991	Двошаровий СКТ (компанія «Elscont»)
1991	КТ-ангіографія
1995	Реконструкція в реальному часі (КТ-проекція)
1998	Багатошарова КТ (4 ряди детекторів)
1999	Багатозрізова КТ для серця
2001-2002	Багаторядна детекторна КТ (6/8/16 рядів детекторів)
Перспектива	КТ з конічним пучком випромінювання (>256 рядів детекторів)

1.2 Принцип сканування

Принцип сканування в комп'ютерній томографії базується на отриманні серії рентгенівських проєкцій з різних кутів навколо пацієнта. Ключовою ідеєю є перетворення тривимірної структури організму в набір двовимірних зрізів, які потім обробляються для створення детальних пошарових зображень [1, 7-9]. Це досягається завдяки синхронізованій роботі рентгенівської трубки, детекторів та системи збору і реконструкції даних. Охарактеризуємо етапи сканування.

Генерація випромінювання: Рентгенівська трубка створює вузький пучок рентгенівських променів із заданою енергією, який направляється на досліджувану ділянку тіла пацієнта. Характеристики випромінювання визначаються параметрами трубки, такими як напруга (kV): впливає на енергію випромінювання і, відповідно, на його проникність та сила струму (mA): визначає інтенсивність пучка.

Ослаблення випромінювання: Під час проходження через тканини тіла, випромінювання зазнає ослаблення, величина якого залежить від щільності та хімічного складу тканин. Величина ослаблення визначається законом Бугера-Ламберта:

$$I = I_0 e^{-\mu x} \quad (1.1)$$

де I_0 — початкова інтенсивність пучка, I — інтенсивність пучка після проходження через тканини, μ — коефіцієнт ослаблення, x — товщина шару тканин.

Реєстрація даних: Детектори, розташовані навпроти рентгенівської трубки, фіксують ослаблене випромінювання та перетворюють його на електричні сигнали. Ці сигнали пропорційні кількості рентгенівських променів, що досягли детекторів, і містять інформацію про внутрішню структуру тканин.

Збір проєкцій: Гентрі обертається навколо пацієнта, збираючи дані з різних кутів. Кожна проєкція представляє інтеграл ослаблення випромінювання вздовж певної траєкторії. Загальна кількість проєкцій визначає точність і якість зображення (Рис.1.2).

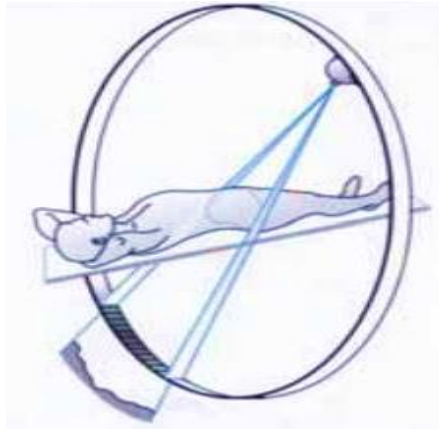


Рис. 1.2 - КТ- сканування

Реконструкція зображень: Зібрані проєкції обробляються за допомогою алгоритмів, таких як зворотне проектування або перетворення Радона. Для кожного вокселя (елементу об'єму) обчислюється коефіцієнт ослаблення μ тмц, який використовується для створення цифрового зображення. Основна формула реконструкції:

$$\mu(x, y) = \int_0^\pi \int_{-\infty}^{\infty} P_\theta(t) \delta(t - x \cos \theta - y \sin \theta) dt d\theta, \quad (1.2)$$

де $P_\theta(t)$ — проєкція під кутом θ , t — параметр траєкторії променя.

Перші два покоління комп'ютерних томографів були витіснені наприкінці 1970-х років томографами третього та четвертого поколінь, які використовуються донині. У томографах третього покоління рентгенівська трубка та масив детекторів синхронно обертаються навколо пацієнта. Масив детекторів охоплює всю ширину веєроподібного пучка випромінювання. У томографах четвертого

покоління елементи детекторів розташовані по повному колу, окантовуючи отвір томографа, і залишаються нерухомими під час сканування. Обертання навколо пацієнта здійснює лише рентгенівська трубка.

Томографи третього покоління (Рис.1.3) забезпечують краще придушення розсіювання випромінювання та потребують меншої кількості детекторів. Це стало причиною, чому в усіх сучасних багатошарових комп'ютерних томографах використовується технологія третього покоління.

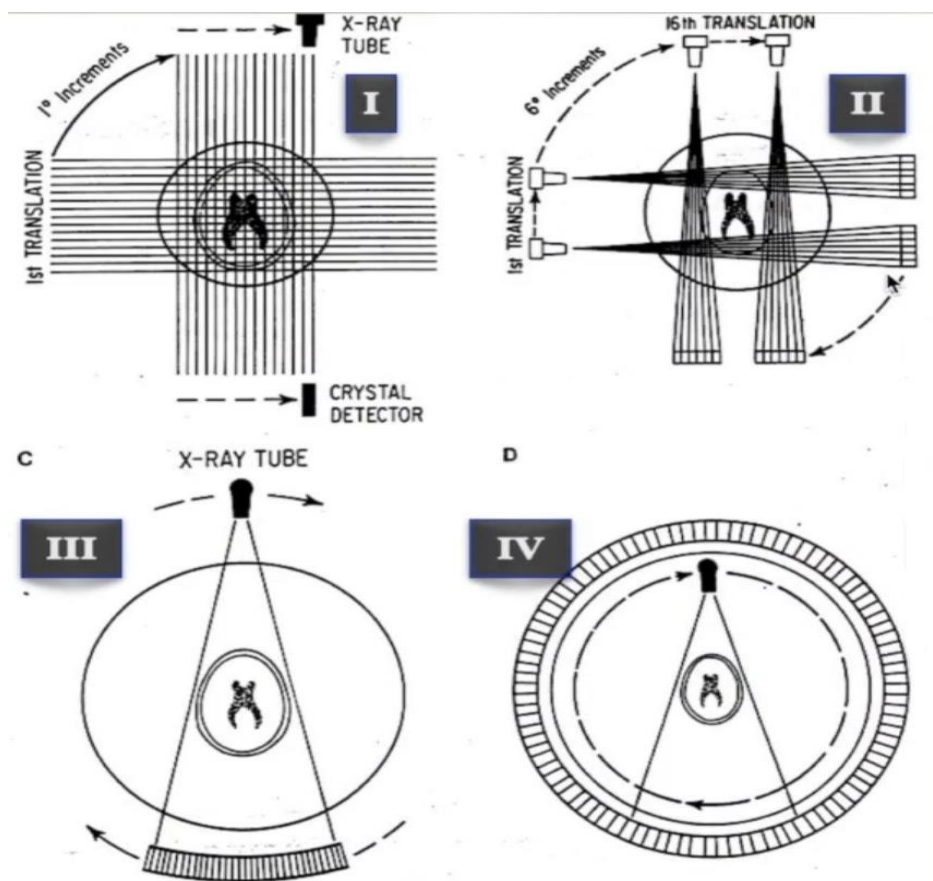


Рис.1.3 - Покоління КТ

Прагнення прискорити процес отримання зображень призвело до розробки томографів із множинними трубками, які отримали назву динамічних реконструкторів простору (наприклад, система Mayo Monster, оснащена 28 трубками, здатними сканувати до 240 зрізів товщиною 1 мм кожен за один оберт

на 360°). Іншим прогресивним рішенням стала електронно-променева КТ, спіральна комп'ютерна томографія (СКТ) та багатошарова спіральна комп'ютерна томографія (МСКТ). Серед цих технологічних рішень лише СКТ та МСКТ набули широкого клінічного застосування.

Спіральне сканування. Сучасні томографи використовують метод спірального сканування, при якому стіл-транспортёр рухається поступально під час обертання гентрі. Це забезпечує безперервний збір даних, дозволяючи скоротити час дослідження. Спіральне сканування характеризується такими параметрами:

Пітч (p): відношення швидкості руху столу до ширини пучка випромінювання:

$$p = \frac{\text{Швидкість столу}}{\text{Ширина пучка}} \quad (1.3)$$

Кутова роздільна здатність: визначає кількість проєкцій за один оберт. Вплив параметрів сканування на якість зображень:

1. Товщина зрізу (z) — впливає на деталізацію. Чим тонший зріз, тим краща деталізація, але тим більший обсяг даних.
2. Кількість проєкцій — визначає роздільну здатність у площині зрізу.
3. Доза опромінення — залежить від напруги трубки (kV) і сили струму (mA). Для зменшення радіаційного навантаження використовуються адаптивні фільтри та оптимізація параметрів.

Сучасні томографи використовують автоматизовані системи для вибору оптимальних параметрів сканування. Крім того, у багатошарових КТ (64-шарових і більше) реалізовано одночасне зчитування даних із кількох детекторів, що знижує час дослідження та покращує якість зображень.

Комп'ютерний томограф, як високотехнологічний медичний апарат, є складною електронною інформаційною системою, яка поєднує апаратну і програмну складові. Його ефективність залежить від інтеграції різноманітних

функцій, таких як управління процесом сканування, обробка даних, реконструкція зображень, зберігання результатів і їх подальший аналіз. Завдяки цій інтеграції КТ дозволяє досягти високої точності діагностики, що є критично важливим у сучасній медицині.

1.2 Реконструкція зображень

Сигнали, зареєстровані детекторами під час сканування, піддаються попередній обробці для компенсації неоднорідностей у системі детекторів і корекції артефактів, що виникають через підвищення жорсткості рентгенівського випромінювання під час його проходження крізь тіло пацієнта [1-3, 9-11]. Дані, які формуються після корекції та перетворення інтенсивності сигналів у значення ослаблення рентгенівських променів, називаються вихідними КТ-даними. У томографах третього та четвертого поколінь масив вихідних даних складається з профілів ослаблення випромінювання, що отримуються від 500 до 2300 проєкцій за один повний оберт рентгенівської трубки на 360° . Кожна проєкція, у свою чергу, включає від 500 до 900 значень ослаблення випромінювання.

Процес реконструкції зображення з вихідних даних створює масив даних зображення. Реконструкція починається з вибору бажаного поля огляду, яке визначає обсяг простору, що буде відображено у зрізі. Під час реконструкції використовується кожен промінь, що проходить через поле огляду від рентгенівської трубки до детектора. Для обчислення коефіцієнта ослаблення у кожній точці зображення застосовується усереднення значень ослаблення всіх променів, що перетинають цю точку. Цей метод називається зворотним проєктуванням (back projection). Однак такий тип проєкції у нефільтрованому вигляді створює зображення низької якості з розмитими контурами.

Для усунення цієї проблеми використовується математична фільтрація профілю ослаблення з краєвим підсиленням (конволюція). Під час реконструкції

застосовується так званий кернел конволюції, який визначає характеристики відфільтрованого зображення. Після фільтрації профілю ослаблення зворотне проєктування формує чітке зображення. Кернел конволюції, або фільтр реконструкції, впливає на такі параметри реконструйованого КТ-зрізу, як просторову роздільну здатність та рівень шумів. Фільтри можуть варіюватися від м'яких (згладжуючих) до жорстких (що підсилюють контури) залежно від особливостей досліджуваної області та потреб діагностики .

Томографи третього та четвертого поколінь відрізняються підходами до формування веєроподібних проєкцій. У томографах третього покоління дані збираються за допомогою веєра випромінювання, що йде від одного положення рентгенівської трубки до масиву детекторів. У томографах четвертого покоління дані надходять від окремих детекторів, що охоплюють повне кільце навколо пацієнта, для різних положень рентгенівської трубки. Отримані дані об'єднуються для формування проєкцій .

Таким чином, попередня обробка сигналів, математична фільтрація та зворотне проєктування є критично важливими етапами реконструкції КТ-зображень, які визначають їхню чіткість, точність та діагностичну інформативність. Використання різних кернелів дозволяє оптимізувати зображення залежно від особливостей досліджуваної ділянки, забезпечуючи високу якість як для висококонтрастних, так і для низькоконтрастних структур.

Отримання зображень розподілу речовини у поперечних зрізах непрозорих об'єктів стало можливим завдяки відкриттю явищ проникної радіації, зокрема радіоактивних променів (А.А. Беккерель, 1896 рік) та Х-променів (В.К. Рентген, 1895 рік), які здатні проходити крізь непрозорі матеріали з частковим поглинанням у їхньому внутрішньому середовищі. Примітно, що І.П. Пулюй ще задовго до відкриття Рентгена отримав і опублікував тіньові Х-променеві зображення на фотопластинках, що фактично стало першим практичним застосуванням цього явища.

На початку ХХ століття почалося активне використання рентгенівських апаратів, які дозволяли отримувати зображення внутрішніх структур об'єктів. Спершу широко застосовувалися пристрої для рентгенографії, а дещо пізніше з'явилися технології для радіографічних досліджень. У 1930–1940-х роках було розроблено обладнання для пошарової томографії, що дозволяло візуалізувати внутрішні структури об'єктів на окремих рівнях. Пізніше ці апарати еволюціонували в багат шарові системи томографії, відомі також як симультанна томографія (від латинського *strata* — шар та англійського *simultaneously* — одночасно), що забезпечувало одночасне отримання зображень декількох зрізів.

У 1917 році Йоганн Радон заклав теоретичні основи для створення методів реконструкції зображень поперечних зрізів тіла на основі їхніх проєкцій по множині ліній. Ця робота стала фундаментальним внеском у розвиток томографії, проте її значущість була офіційно визнана лише у 1953 році. Саме тоді професор Й. Влока у своїй лекції під назвою «Зображення поперечних перерізів» наголосив на важливості дослідження Радона у відповідь на запитання доктора медицини Маєрека. Ця подія підкреслила ключову роль математичного апарату Радона у розвитку методів візуалізації внутрішніх структур тіла, що стало основою для сучасних томографічних технологій.

Найвідомішим відображенням в частотну область є перетворення Фур'є функцій від часу у функції від комплексної частоти. При застосуванні перетворення Фур'є до радонівського образу

$$R(s, \varphi) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f(x, y) \delta(x \cos \varphi + y \sin \varphi - s) dx dy \quad (1.4)$$

Функція $f(x, y)$, де x і y є просторовими координатами, набуває нового значення у контексті частотного аналізу. У класичному розумінні частота має розмірність $1/\text{сек}$, однак у випадку функції-образу аргументом стає просторова

частота, розмірність якої дорівнює $1/m$. Ця зміна дозволяє виконувати перетворення для аналізу просторових структур у зображеннях.

Перетворення Фур'є забезпечує можливість обчислювального розв'язання задачі відновлення функції $f(x,y)$ при відомому радонівському образі $R(s,\varphi)$ застосовуючи цифрові методи замість аналогових. Для виконання цього процесу необхідно, щоб функції $R(s,\varphi)$ та $f(x,y)$ задовольняли певні властивості, що забезпечують існування їхніх Фур'є-образів.

Позначимо одновимірне перетворення Фур'є функції $R(s,\varphi)$ за змінною s як $R_\varphi(\omega,\varphi)$ де ω — просторова частота. Двовимірне перетворення Фур'є функції $f(x,y)$ за просторовими змінними x та y позначається як $f_\varphi(\omega_1,\omega_2)$, де ω_1 ω_2 є компонентами просторових частот.

Тоді, відповідно до означення перетворення Фур'є, ці функції зв'язані у частотному просторі [1-3]. Одновимірне Фур'є-перетворення $R_\varphi(\omega,\varphi)$ описує амплітудно-частотні характеристики проєкцій, а двовимірне перетворення $f_\varphi(\omega_1,\omega_2)$ дозволяє відтворити функцію у прямому просторі. Саме ця властивість перетворення Фур'є є основою для реконструкції зображень у комп'ютерній томографії.

$$R_\varphi(\omega, \varphi) = \int_{-\infty}^{\infty} R(s, \varphi) e^{-i2\pi\omega s} ds \quad (1.5)$$

$$f_\varphi(\omega_1, \varphi_2) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f(x, y) e^{-i2\pi(\omega_1 x + \omega_2 y)} dx dy \quad (1.6)$$

$$\omega_1 = \omega \cos \varphi, \quad \omega_2 = \omega \sin \varphi \quad (1.7)$$

Якщо для функції $f(x, y)$ існує її радонівський образ $R(s, \varphi)$, а також їх Фур'є – образи $f_\varphi(\omega_1, \omega_2)$ та $R_\varphi(\omega, \varphi)$, то спектр функції за змінною ω описує переріз двовимірного спектру при фіксованому φ , тобто

$$R_\varphi(\omega, \varphi) = f_\varphi(\omega \cos \varphi, \omega \sin \varphi) \quad (1.8)$$

Формула (1.8) однозначно пов'язує спектри радонівського образу та томографічного зображення і уможливорює визначення другого за першим. Отже, для розв'язання основної задачі томографії потрібно знайти спектри радонівських образів за змінною s для всіх значень φ і вони будуть відображати всі перерізи Фур'є-образу $f(\omega_1, \omega_2)$ шуканої функції $f(x, y)$. Тобто існує можливість здійснити низку перетворень: $R(s, \varphi) \rightarrow (\omega, \varphi) R_\varphi \rightarrow f_\varphi(\omega \cos \varphi, \omega \sin \varphi) \rightarrow f(x, y)$. Фактично рівнянням (1.8) в області просторових частот замінюється рівняння (1.6) в області лінійних розмірів. Для ідеального випадку, коли відомі значення радонівського образу для всіх кутів φ теорема про центральний переріз дає можливість знайти спектр томографічного зображення для всіх значень частот (ω_1, ω_2) , тобто однозначно відновити $f(x, y)$. На практиці виникають проблеми, пов'язані з тим, що радонівський образ відомий лише для скінченної кількості дискретних кутів, а проєкційні дані отримані з певною похибкою для дискретних значень параметра s . Тому методи відновлення повинні враховувати відмінності між теоретичною та практичною частинами відбору та представлення даних томографії. Теорема про центральний переріз є частинним випадком загальнішої, проєктивної теореми, у якій Фур'є перетворення замінено проєктивним перетворенням:

$$\int_{-\infty}^{\infty} W(s) R(s, \varphi) ds = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f(x, y) W(x \cos \varphi + y \sin \varphi) dx dy, \quad (1.9)$$

де ядро $W(s)$ проєктивного перетворення може набирати різного вигляду:

- 1) $W(s) = e^{-2\pi\omega}$ — як в теоремі про центральний переріз;
- 2) $W(s) = 1$, тоді для кола радіусом a маємо:

$$\int_{-\infty}^{\infty} R(s, \varphi) ds = \int_{-a}^a \left(\int_{-\sqrt{a^2-x^2}}^{\sqrt{a^2-x^2}} f(x, y) dy \right) dx; \quad (1.10)$$

c) $W(s) = s^m$ — результатом такого перетворення будуть моментні функції m -го порядку;

$$d) W(s) = \sum_{n=0}^m K_n S^n \quad (1.11)$$

Таким чином, при побудові алгоритмів реконструкції для конкретних томографів можуть використовуватись інші ядра (не тільки ядро Фур'є перетворення). Ядро вибирається (наприклад, простим підбором) залежно від типу многовиду ліній L . Останній визначається фізикою процесу поширення потоків частинок, хвиль томографії та методом сканування. Крім цього потрібно враховувати деякі додаткові вимоги. Зокрема, для множини паралельних ліній (наприклад, колімовані X-промені, *collimare*, лат.) та однорідних, ізотропних середовищ оптимальним (за критерієм мала обчислювальна складність 2 при заданих параметрах і точності томографічного зображення) є ядро (а).

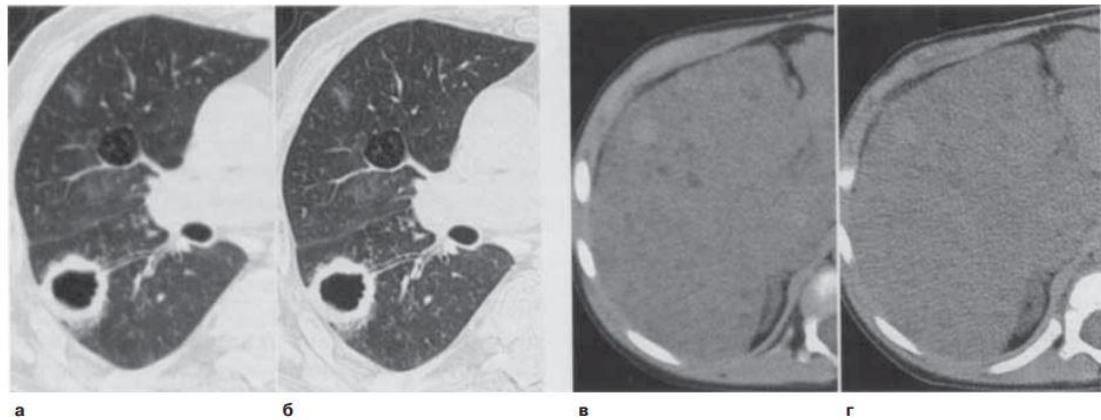


Рис 1.4 Вплив ядра на просторову роздільну здатність та шум у зображенні

У паренхімі легень (високий природний контраст) використання ядра підвищеної різкості (б) замість стандартного ядра (а) збільшує різкість зображення. Водночас, для печінки (низький природний контраст) переважно застосовувати м'яке ядро (в), оскільки в протилежному випадку (при використанні ядра підвищеної різкості) (г) зростаючий рівень шуму може приховувати структури з низьким контрастом [10-12].

На основі теореми про центральний переріз, застосовуючи формули (1.5–1.8), можна реалізувати метод реконструкції зображення з проєкцій за допомогою прямого та зворотного перетворення Фур'є. Цей підхід передбачає перехід від радонівського образу до томографічного зображення через ізоморфне перетворення у частотну область. Метод реконструкції можна поділити на такі етапи:

N одновимірних перетворень проєкцій при значеннях θ_n кута φ , $n=1, \dots, N$, за дискретним аналогом формули (1.5); інтерполяції значень відліків на прямокутній сітці координат за значенням на полярній сітці в просторі частот (рис. 1.4), тобто перехід $(\omega, \varphi) \rightarrow (\omega_1, \varphi_2)$ (дискретний варіант формули (1.8)). При інтерполяції враховується значення функції в одній або більшій кількості сусідніх точок, при цьому, чим більша кількість точок береться до уваги, тим складніший алгоритм обчислень. Так при врахуванні значень в чотирьох найближчих точках, інтерпольоване значення розраховується на основі співвідношення:

$$\frac{a_1 f_1 + a_2 f_2 + a_3 f_3 + a_4 f_4}{4} \quad (1.12)$$

де f_1, f_2, f_3, f_4 — значення функції у чотирьох найближчих точках, а коефіцієнти $\alpha_1, \alpha_2, \alpha_3, \alpha_4$ задаються відстанню до відповідної точки; При інтерполяції точність знаходження значень в декартовій системі координат тим менша, чим далі ця точка знаходиться від початку координат.

До переваг цього алгоритму реконструкції, порівняно з іншими методами, належить використання стандартного математичного апарату прямого та зворотного перетворення Фур'є. Завдяки цьому метод є відносно простим для розуміння та реалізації, а також забезпечує високу швидкість обчислень при застосуванні алгоритму швидкого перетворення Фур'є (ШПФ). Швидкість і ефективність обробки даних роблять цей підхід зручним для використання в

системах, що потребують значного обсягу обчислень. Однак основним недоліком методу є складність переходу від полярної системи координат до декартової, що виникає під час інтерполяції даних у частотному просторі як двовимірне обернене перетворення Фур'є функції $f\varphi(\omega \cos\theta, \omega \sin\theta)$.

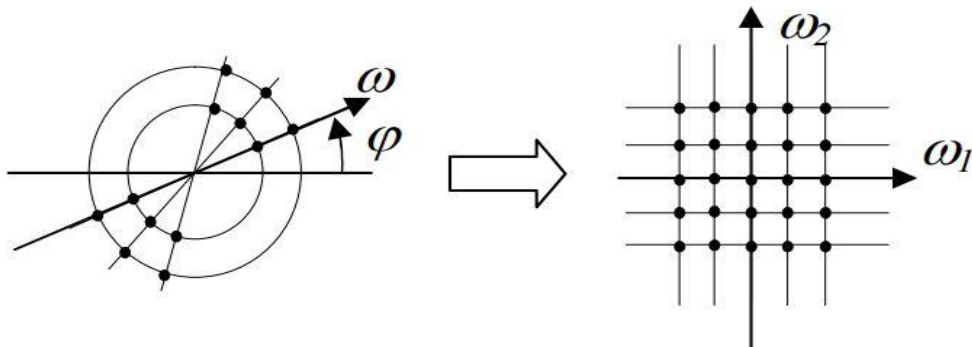


Рис.1.4 Інтерполяція значень відліків на прямокутній сітці

Цей етап значно ускладнює обчислювальну реалізацію та може призводити до додаткових похибок. Через це на практиці у реальних томографічних системах алгоритм на основі Фур'є-перетворення застосовується відносно рідко, поступаючись більш адаптованим методам, які враховують специфіку апаратної реалізації та геометрії сканування.

1.4 Дисплеї, матриці зображень та поле огляду

Матриця зображення та поле огляду комп'ютерної томографії (КТ) представлені у вигляді квадратної матриці зображення [1-3, 6, 12]. Типовий розмір такої матриці становить від 256×256 і може збільшуватись залежно від технічних характеристик апарата. Розмір матриці визначає кількість пікселів, що складають зображення, і прямо впливає на його роздільну здатність.

Лінійна фільтрація даних зображення здійснюється шляхом математичних операцій, основною з яких є конволюція. У процесі конволюції значення кожного

пікселя на виході обчислюється як зважена сума значень сусідніх пікселів. Набір ваг для цих обчислень представлений у вигляді спеціальної матриці, яка називається кернелом конволюції або, у деяких випадках, фільтром до 1024×1024 елементів або пікселів. Оскільки кожен КТ-зріз має певну товщину, кожен піксель на зображенні відповідає невеликому елементу об'єму, відомому як воксель. Розмір вокселя визначається розміром матриці, обраним полем огляду (FOV) та товщиною шару (рис. 1.5).

У більшості досліджень КТ воксель має форму, схожу на дерев'яну частину сірника: розміри пікселя у площині x - y зазвичай у 10–20 разів менші, ніж товщина шару вздовж осі z . Зменшити цю анізотропію можливо лише шляхом зменшення товщини шару. Лише з використанням МСКТ можна досягти майже ізотропних вокселів для великих ділянок тіла. Матриця зображення (image matrix), яка формується під час реконструкції з вихідних даних, може не збігатися з матрицею відображення (display matrix), що використовується для показу зображень на екрані або друку на плівці. У більшості випадків ці матриці є однаковими, проте за потреби можна вибрати матрицю відображення з більшими розмірами (наприклад, 1024×1024 замість 512×512), що дозволяє покращити деталізацію та якість зображення.

Для реконструкції зображень зазвичай немає необхідності використовувати дані з усього поперечного зрізу тіла. Замість цього можна обмежитись реконструкцією поля огляду (Field Of View — FOV) певного розміру з вихідних даних. Це поле може бути описане його розмірами в міліметрах або коефіцієнтом зуму (zoom factor), який визначає збільшення відносно максимального поля, доступного на конкретному томографі. Залежно від технічних особливостей апарата, поле огляду може бути круглим або квадратним. У деяких випадках його називають полем огляду реконструкції (Reconstruction Field Of View — RFOV), щоб відрізнити від поля відображення (Display Field Of View — DFOV). Поле відображення може бути обране з RFOV і збільшене для відображення на екрані.

Проте таке збільшене зображення зазвичай має нижчу різкість порівняно з оригінальним, оскільки для його побудови використовується лише частина вихідних даних, а не повний обсяг інформації.

Поле огляду реконструкції (RFOV) і поле відображення (DFOV) слід розрізняти від поля огляду сканування (Scan Field Of View — SFOV), яке доступне на деяких томографах. SFOV є зменшеною локалізованою областю, розташованою в центрі поля огляду, з якої збираються дані. Це дозволяє збільшити темп вибірки та, як наслідок, покращити просторову роздільну здатність. Такий підхід часто використовується для досліджень кінцівок (наприклад, п'яткової кістки), хребта або ділянки голови та шиї.

Крім того, зменшене SFOV застосовує веєроподібний пучок з меншим кутом, що зменшує опромінення тих частин тіла пацієнта, які знаходяться поза межами SFOV. Завдяки цій властивості SFOV активно використовується на деяких томографах для зниження дози випромінювання, наприклад, при МСКТ серця. Це робить техніку важливою для досліджень, які потребують мінімізації радіаційного навантаження, без зниження якості отриманих даних.

Під час реконструкції зображення кожному вокселю присвоюється числове значення, яке відповідає ступеню ослаблення випромінювання в цьому вокселі.

Око людини здатне розрізняти лише обмежену кількість градацій сірого кольору — від 40 до 100, залежно від умов спостереження. Через це немає сенсу відображати весь діапазон КТ-чисел (який охоплює близько 4000 одиниць) у доступному діапазоні градацій сірого кольору (від білого до чорного), оскільки дрібні відмінності між КТ-числами не будуть помітні для спостерігача.

Замість цього на дисплей виводять лише частину шкали КТ-чисел, що дозволяє краще підкреслити потрібні анатомічні структури. Ця частина визначається так званім вікном зображення, яке характеризується двома параметрами: 1) ширина вікна (Window Width, WW) впливає на контрастність зображення. Зменшення ширини вікна підвищує контраст, дозволяючи краще

розрізняти структури зі схожими значеннями КТ. 2) Рівень вікна (Window Level, WL) визначає центр градації сірого та відповідає за яскравість зображення. Зменшення рівня вікна робить зображення світлішим. Збільшення рівня вікна робить зображення темнішим. Таким чином, правильний вибір ширини та рівня вікна дає змогу адаптувати зображення для візуалізації структур з різним контрастом і щільністю.

Таблиця 1.2 – Області дослідження

Область дослідження	Ширина (WW)	Рівень (WL)
Легені	1500	-650
Емфізема	800	-800
М'які тканини (нативне)	400	40
Печінка (нативне)	200	70
М'які тканини + контраст	400	40
Печінка + контраст	300	60–100
Шия + контраст	300	50
КТ-ангіографія (КТА)	500	100–200
Кістки	2000	500
Остеопороз	1000–1500	300
Піраміди скроневої кістки	4000	700

Приклади налаштувань вікна наведені в таблиці 1.2, що демонструють, як оптимізація цих параметрів дозволяє підвищити інформативність КТ-зображень для конкретних ділянок тіла чи патологічних змін.

У сучасних системах спіральної (СКТ) та багатошарової комп'ютерної томографії (МСКТ), завдяки впровадженню технологій архівування зображень та систем архівування та передачі даних (Picture Archiving and Communication

Systems — PACS), відбувається поступова відмова від роздруківки КТ-зображень на плівці. Натомість надається перевага цифровому перегляду зображень на високоякісних плоских моніторах з можливістю їх детального аналізу у цифровому форматі. Зображення зберігаються у спеціалізованих архівах, що забезпечує легкий доступ до даних, їх оперативний обмін між відділеннями чи лікарями та зручне довготривале зберігання.

Цей підхід дозволяє підвищити ефективність роботи медичних установ, мінімізувати витрати на плівку та оптимізувати діагностичний процес завдяки можливостям цифрової обробки та аналізу зображень.

1.5 Товщина зрізу

Профіль чутливості зрізу (SSP) є ключовою характеристикою, що визначає якість зображення у комп'ютерній томографії, оскільки описує внесок кожної точки об'єкта у фінальне зображення залежно від її відстані від центральної площини зрізу [1, 2, 8]. У реальних умовах рентгенівська трубка випромінює кінечно розбіжний пучок, а не ідеально паралельний, що створює необхідність використання коліматорів для формування зрізів максимально однорідної товщини. Коліматори, розташовані як за рентгенівською трубкою, так і перед детекторами, обмежують пучок і мінімізують його розсіювання, однак через розбіжність променів і наявність пенумбри – ділянки зниженої інтенсивності на межах пучка – неможливо досягти ідеального прямокутного SSP.

Для кількісного аналізу профілю SSP використовуються спеціальні фантоми, такі як дротові та ступінчасті фантоми, які дозволяють вимірювати повну ширину на половині максимуму (FWHM) профілю чутливості. Цей показник є основним критерієм для визначення товщини зрізу та оцінки його просторової роздільної здатності вздовж осі z. У тонких зрізах профіль набуває дзвоноподібної форми, що відрізняється від прямокутної ідеальної моделі, у той

час як товсті зрізи наближаються до прямокутного SSP завдяки більшій однорідності по всій товщині.

На формування SSP значний вплив має колімація пучка, розмір фокусної плями рентгенівської трубки та алгоритми реконструкції. Вузька колімація дозволяє створювати тонкі зрізи з високою роздільною здатністю, проте навіть незначне збільшення розмірів фокусної плями призводить до згладжування профілю та зниження чіткості меж зрізу. Ітеративні алгоритми реконструкції порівняно зі стандартними методами (наприклад, фільтрованим зворотним проектуванням) дають змогу мінімізувати "хвости" SSP, що покращує якість зображення та зменшує артефакти, пов'язані з включенням прилеглих ділянок.

Клінічна значущість SSP полягає у необхідності оптимізації профілю для отримання максимально чіткого зображення дрібних структур, таких як судини, нервові закінчення або патологічні утворення. Для цього застосовуються багат шарові спіральні КТ (МСКТ), які забезпечують мінімальну товщину зрізів і практично ізотропну роздільну здатність, дозволяючи детально відтворювати об'ємні анатомічні структури. У клінічній практиці, хоча неідеальні "хвости" тонких зрізів можуть мати певний вплив, їх негативний ефект є мінімальним порівняно з покращенням точності відтворення зображень уздовж осі z.

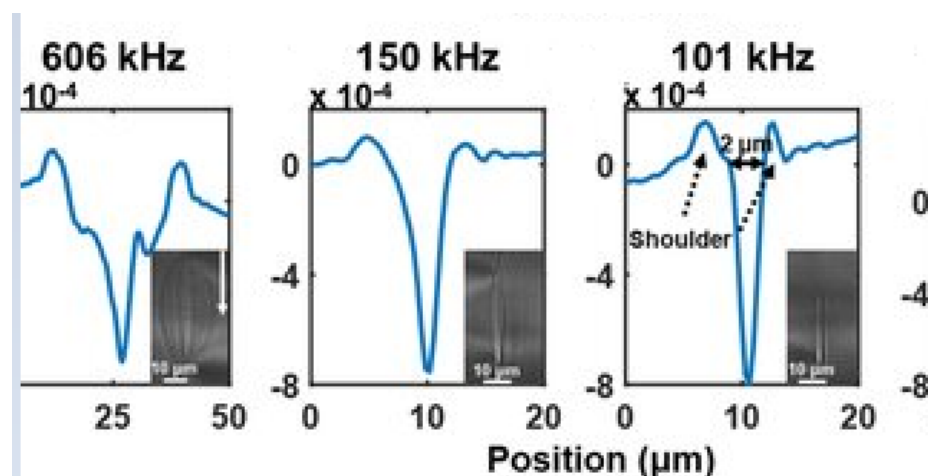


Рис. 1.5 Профіль чутливості зрізу

Таким чином, профіль чутливості зрізу є результатом складної взаємодії параметрів колімації, геометрії пучка, фокусної плями та обраного методу реконструкції. Оптимізація SSP є важливим завданням для підвищення діагностичної якості КТ-зображень та забезпечення точності відтворення анатомічних структур при мінімізації променевого навантаження.

У реальності профіль зрізу має закруглені краї, що означає включення прилеглих ділянок у зображення. Товсті зрізи (7–10 мм) за формою профілю наближені до ідеально прямокутної форми, тоді як тонкі зрізи мають дзвоноподібну форму. У клінічній практиці збільшення «хвостів» у тонких зрізах не має значного впливу на якість зображення, оскільки зменшення ширини профілю є більш важливим. Саме це призводить до покращення роздільної здатності вздовж осі z, що є критично важливим для детальної візуалізації анатомічних структур.

РОЗДІЛ 2 ВИДИ КОМП'ЮТЕРНОЇ ТОМОГРАФІЇ

2.1 Спіральна КТ переваги та недоліки

Упродовж останнього десятиліття спіральна комп'ютерна томографія (СКТ) стала стандартною технологією для більшості клінічних показань у діагностиці та хірургії. Для виконання спіральної КТ необхідний томограф із безперервно обертовою рентгенівською трубкою, яка повинна мати високу теплову ємність для стабільної роботи протягом усього сканування [1-3]. Сучасні томографи дозволяють виконувати сканування тривалістю понад 100 секунд, що є значним досягненням порівняно зі звичайними методами.

На відміну від традиційної пошарової КТ, при СКТ пацієнт не сканується зріз за зрізом. Натомість стіл, на якому розташований пацієнт, переміщується з постійною швидкістю через площину сканування під час збору вихідних даних. Це створює спіральну траєкторію, завдяки чому метод і отримав свою назву. Головна перевага спіральної КТ полягає у можливості отримання зображень з будь-якого сегмента всередині обсягу, що сканується. При цьому місце реконструкції зображення не залежить від конкретного положення стола під час сканування.

Послідовні пошарові зображення можна створювати на довільному рівні, а за потреби вони можуть перекриватися без збільшення дози опромінення для пацієнта. Проміжки між реконструйованими зрізами називають інтервалом, кроком або індексом реконструкції (reconstruction interval, increment або index). Цей параметр визначає, наскільки часто будуть відтворюватися зрізи вздовж осі z, що впливає на деталізацію обстежуваної ділянки.

Колімація зрізів (тобто номінальна товщина зрізу) та крок стола під час спіральної КТ є незалежними параметрами, що дозволяє їх налаштувати окремо. Важливим параметром спіральної КТ є пітч (pitch), який визначається як

відношення кроку стола за один оберт гентрі до колімації зрізу. Чим вищий пітч, тим менша доза випромінювання на пацієнта і тим більший обсяг можна охопити за одне сканування [5,10-12]. Проте підвищення значення пітча супроводжується потенційним зниженням роздільної здатності через розтягування траєкторії сканування.

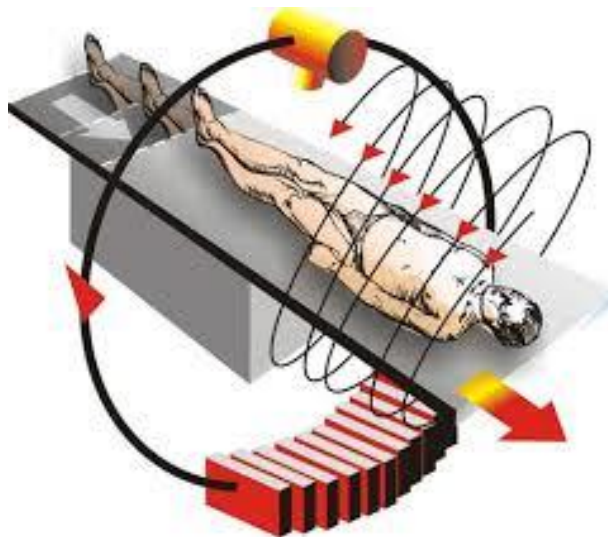


Рис.2.1 - Спиральна траєкторія КТ

Таким чином, спіральна КТ забезпечує значні переваги порівняно з традиційними методами, включаючи швидкість дослідження, можливість реконструкції зображень на будь-якому рівні та оптимізацію дози опромінення для пацієнтів. Гнучкість у налаштуванні параметрів, таких як колімація, інтервал реконструкції та пітч, дозволяє адаптувати методику до конкретних клінічних задач і анатомічних особливостей досліджуваної ділянки.

Переваги спіральної КТ визначаються неперервним збором даних та коротким загальним часом сканування. На відміну від традиційної пошарової КТ, де дрібні вогнищеві ураження (наприклад, метастази у легенях та печінці) можуть залишитися непоміченими через дихальні артефакти та проміжки між зрізами, спіральна КТ дозволяє отримувати неперервний набір даних із заданого обсягу

тіла під час однієї затримки дихання. Це забезпечує усунення впливу дихальних рухів та мінімізує часткові об'ємні ефекти, які виникають у результаті неточностей при скануванні.

Використання перекритих інтервалів реконструкції забезпечує оптимальну візуалізацію дрібних патологічних осередків завдяки підвищенню просторової роздільної здатності. При застосуванні тонкої колімації можливе створення двовимірних переформатованих зображень у довільних площинах, а також 3D-реконструкцій, які дозволяють отримати детальну анатомічну картину обстежуваного об'єкта.

Короткий час сканування є однією з найважливіших переваг спіральної КТ, оскільки дозволяє виконати більшість досліджень під час однієї затримки дихання. Це, у свою чергу, покращує ефективність використання внутрішньосудинних контрастних речовин (КР), забезпечуючи або вищий контраст, або зменшення необхідного обсягу контрасту. Саме з появою спірального сканування стало можливим отримання зображень у артеріальній фазі, що значно покращує виявлення патологічних змін у печінці та підшлунковій залозі порівняно зі звичайною КТ.

Ще однією важливою перевагою є можливість отримання високого внутрішньосудинного контрастування, яке є основою КТ-ангіографії (КТА). На відміну від традиційної КТ, спіральне сканування дозволяє виконати об'ємний збір даних у короткий час, що дозволяє точно "вловити" фазу артеріального підсилення. Це робить можливим створення ангіографічних зображень судин, які є аналогічними зображенням, отриманим за допомогою інвазивної ангіографії.

Недоліки спіральної КТ здебільшого пов'язані з використанням застарілих моделей томографів. На таких пристроях безперервна робота рентгенівської трубки може призводити до зниження дози випромінювання за оберт, що своєю чергою викликає підвищення рівня шумів у зображеннях. У сучасних томографах ці обмеження усунуто завдяки впровадженню вдосконаленої технології

рентгенівських трубок, тому шум більше не є критичним фактором, що впливає на якість зображень.

Однак, незважаючи на короткий час сканування, спіральна КТ потребує обробки значно більшої кількості зрізів. Це може збільшувати час, необхідний для реконструкції зображень, особливо при використанні перекритих зрізів, які забезпечують вищу точність. На щастя, нові томографи підтримують швидку реконструкцію, що часто триває менше 1 секунди на зображення. Попри це, зростання обсягу отриманих зображень створює додаткові витрати часу на їх документування, архівування та аналіз, що збільшує загальні витрати на проведення досліджень.

Ключовий компроміс при використанні СКТ — це баланс між обсягом сканування та просторовою роздільною здатністю по осі z. Наприклад, при коротких діапазонах сканування, таких як дослідження внутрішнього вуха, можна застосувати тонку колімацію, що забезпечує високу деталізацію [9-11]. Натомість при довгих діапазонах, наприклад, під час торакоабдомінального сканування, необхідно використовувати товсту колімацію, що знижує просторову роздільну здатність.

Короткий час сканування також створює труднощі при введенні контрастного засобу. Невідповідна техніка контрастування може призводити до появи нових типів артефактів, таких як нерівномірне посилення або затримка контрасту, що в результаті впливає на якість зображення. Неправильна дозування або час введення контрастного засобу можуть зумовити неоптимальні результати дослідження або навіть привести до помилкових інтерпретацій, що є важливим обмеженням для діагностичних можливостей СКТ.

Основні недоліки спіральної КТ зосереджені на технічних і організаційних аспектах, таких як зростання обсягу даних для обробки, компроміс між роздільною здатністю та обсягом сканування, а також складнощі у застосуванні контрастних речовин. Попри це, більшість із цих обмежень поступово усуваються

завдяки вдосконаленню апаратного забезпечення та технологій реконструкції зображень.

Переваги спіральної КТ, такі як неперервний збір даних, усунення артефактів руху, можливість реконструкції 2D і 3D-зображень, а також покращена візуалізація судин та патологічних структур завдяки контрастуванню, роблять цей метод невід'ємним інструментом сучасної діагностики.

2.1.1. Алгоритм інтерполяції та профіля зрізу

Алгоритми інтерполяції та профіль зрізу є важливими складовими забезпечення якості реконструкції зображень у спіральній комп'ютерній томографії (СКТ). Під час сканування рух стола пацієнта може викликати артефакти руху, якщо для реконструкції зображення використовувати необроблені вихідні дані, зібрані за один оберт рентгенівської трубки на 360° . Це відбувається через те, що дані, отримані при початкових і кінцевих проєкціях оберт, різняться через переміщення стола.

Для усунення цих артефактів застосовується інтерполяція вихідних даних перед їх реконструкцією. Її мета — створити повний набір проєкцій у бажаному положенні уздовж осі z в межах об'єму сканування. Найпростішим методом є лінійна інтерполяція 360° (360° LI), яка інтерполює між двома проєкціями з найближчих положень z у спіральному масиві даних для кожного кута ротації. Такий підхід забезпечує низький рівень шуму, але значно розширює профіль зрізу, що може впливати на просторову роздільну здатність.

Більш досконалим є алгоритм 180° LI, який використовує властивість ослаблення рентгенівського випромінювання, що не залежить від напрямку променя. Це дозволяє розрахувати віртуальну спіраль на основі даних, отриманих у зворотному напрямку (від детектора до трубки), і інтерполювати проєкції на основі кутів між реальною та віртуальною спіралями. Цей підхід забезпечує

значно вужчий профіль зрізу, оскільки відстань між аналогічними проєкціями у реальній і віртуальній спіралях менша, ніж у реальній спіралі. Проте інтерполяція 180° LI створює вищий рівень шуму, оскільки використовує лише половину даних, порівняно з 360° LI. Шум при 180° LI еквівалентний тому, який би спостерігався при 360° LI за умови половинної експозиційної дози.

Алгоритми вищого порядку включають більш складну функцію зважування, таку як фільтрація уздовж осі z (z-фільтрація), яка визначає внесок кожної проєкції у фінальне зображення залежно від її відстані до реконструйованого зрізу. Такі алгоритми дозволяють отримувати більш прямокутні профілі зрізів, хоча й за рахунок підвищення шуму. Приклади таких підходів включають алгоритми HRLF-10 або Smart-Helical, що використовуються у системах компанії GE. Вони оптимізовані для досягнення балансу між якістю профілю зрізу та шумами, залежно від поставлених клінічних задач.

Вибір алгоритму інтерполяції в СКТ є компромісом між якістю профілю зрізу, рівнем шуму та вимогами до дози випромінювання. Сучасні алгоритми забезпечують можливість адаптації під конкретні клінічні потреби, враховуючи анатомічні особливості та необхідний рівень деталізації.

2.2 Багатошарова КТ

Багатошарова комп'ютерна томографія (МСКТ), також відома як КТ з багаторядними детекторами або об'ємна КТ, стала значним проривом у розвитку технологій комп'ютерної томографії. Багатошарові томографи забезпечують суттєве підвищення продуктивності, яке можна використати для значного скорочення часу сканування, забезпечення тоншої колімації зрізів або збільшення довжини обсягу сканування. Завдяки цим досягненням МСКТ перетворила КТ із трансаксіального методу в повноцінний тривимірний підхід до візуалізації.

МСКТ швидко здобула визнання у медичній спільноті, що підтверджується майже експоненційним зростанням кількості встановлених томографів у світі. У 1998 році було встановлено лише 10 таких апаратів, до середини 1999 року їхня кількість сягнула 100, а до кінця 2000 року перевищила 1000. Це зростання свідчить про ефективність і затребуваність МСКТ у клінічній діагностиці, де її переваги, такі як швидкість, точність і тривимірність зображень, відкрили нові можливості у візуалізації та лікуванні багатьох захворювань.

На відміну від стандартних комп'ютерних томографів, які оснащені однією дугою або кільцем детекторів, багат шарові томографи мають два або більше паралельних рядів детекторів. Усі такі системи базуються на технології томографів третього покоління, що передбачає синхронне обертання рентгенівської трубки та масиву твердотільних детекторів.

Перші томографи 1970-х років також використовували поділені детектори, але справжні томографи з подвійними або розділеними детекторами та безперервно обертовою трубкою стали доступними лише на початку 1990-х років. Значний прорив відбувся у 1998 році, коли були впроваджені томографи з чотирма активними рядами детекторів. На сьогоднішній день доступні системи з 6, 8, 10 і навіть 16 рядами детекторів, після 2005 р 32, 40, та 64 рядами детекторів що значно розширює можливості КТ, забезпечуючи більшу продуктивність, зменшення часу сканування та покращення якості зображення.

Багат шарові детектори дозволяють одночасно збирати дані з кількох рівнів зрізів, що забезпечує швидшу реконструкцію тривимірних зображень і відкриває нові можливості для деталізації анатомічних структур навіть у складних клінічних випадках.

Продуктивність багат шарової КТ (МСКТ) значно перевершує традиційні системи. Завдяки скороченню часу ротації рентгенівської трубки продуктивність, наприклад, 4-детекторної системи зі швидкістю оберту 0,5 секунди, у 8 разів перевищує аналогічний показник для ододетекторного томографа з ротацією за

1 секунду. Хоча МСКТ зазвичай використовується для спірального збору даних, у деяких випадках можливий і послідовний (пошаровий) збір, аналогічний до звичайної КТ. Такий метод застосовується переважно для високороздільної КТ (ВРКТ) легень або під час інтервенційних процедур.

Продуктивність багат шарової КТ принаймні в 4 рази, а на сучасних апаратах — у 8–20 разів вища, ніж у традиційних КТ-систем. Це дозволяє скоротити час ротації гентрі, збільшити довжину сканування та використовувати тонкі зрізи, що значно покращує діагностичну якість (табл. 2.1). Висока швидкість роботи МСКТ також знижує ризик появи артефактів руху, особливо важливо для дітей і тяжкохворих пацієнтів. Наприклад, пацієнти з підозрою на тромбоемболію легеневої артерії або ті, що мають задишку чи травми, отримують точніші результати завдяки мінімізації артефактів руху.

Скорочення тривалості сканування дозволяє отримувати дані паренхіматозних органів, таких як печінка, у більш точно визначеній фазі контрастування, що суттєво покращує виявлення та характеристику патологій. Крім того, скорочення часу сканування зменшує обсяг введеного контрастного засобу, оскільки його введення потрібно лише на час артеріальної фази.

Розширення діапазону сканування є особливо важливим для КТ-ангіографії (КТА). Завдяки МСКТ стало можливим сканувати черевну аорту та периферичні судини до стоп, а також проводити дослідження всієї аорти з високою просторовою роздільною здатністю. Сучасні системи дозволяють сканувати сонні артерії від дуги аорти до церебральної циркуляції або виконувати торакоабдомінальні обстеження без втрати якості, навіть за умови необхідності високого просторового розділення.

Нарешті, доступність тонких зрізів і ізотропного зображення забезпечує рівну просторову роздільну здатність у всіх напрямках. Це дає можливість створювати мультиплосинні зображення з деталізацією, що часто перевищує просторову роздільну здатність МРТ. МСКТ відкриває нові можливості для

тривимірної реконструкції зображень із високою точністю, що суттєво розширює діагностичні можливості в сучасній медичній практиці.

Недоліки багат шарової комп'ютерної томографії (МСКТ) пов'язані насамперед зі значним зростанням обсягу даних, особливо при використанні майже ізотропних вокселів. Наприклад, під час сканування грудної клітки та черевної порожнини довжиною 60 см із колімацією 4×1 мм за 50 секунд створюється до 500–800 зображень, залежно від ступеня перекриття зрізів. Якщо проводити сканування грудної клітки з тією ж колімацією, але реконструювати дані з використанням згладжувального ядра для середостіння та контурного ядра для легенів, кількість зображень буде такою ж. При проведенні КТА аорти або периферичних артерій обсяг зображень може перевищити 1000 одиниць.

Єдиний спосіб зменшити цей великий обсяг даних — збирати або реконструювати товстіші зрізи. Проте, це веде до втрати багатьох переваг МСКТ, таких як висока просторово-роздільна здатність і можливість отримання ізотропних зображень. Сучасні протоколи сканування часто базуються на модифікованих версіях стандартних протоколів СКТ, з використанням лише трохи тоншої колімації зрізу.

Наявне програмне забезпечення більшості робочих станцій і томографів дозволяє зручно обробляти та маніпулювати даними, отриманими за допомогою таких протоколів. Проте при роботі з великими обсягами даних збільшується час, потрібний на обробку, аналіз і зберігання, що створює додаткові технічні та організаційні труднощі. Це підкреслює необхідність удосконалення технологій обробки та оптимізації робочих процесів при використанні сучасних МСКТ-систем.

2.2.1. Алгоритм реконструкції

У комп'ютерних томографах використовуються такі обчислювальні алгоритми, як зворотне проєктування, інтерполяція, цифрова фільтрація (одновимірна та двовимірна згортка), а також пряме і зворотне одно- та двовимірне швидке перетворення Фур'є (ШПФ). Окрім цього, реалізуються алгоритми для відображення двовимірних та тривимірних структур [1-3, 10-12].

Для ефективної реалізації цих алгоритмів застосовуються спеціалізовані апаратні засоби, зокрема спецпроцесори для згортки даних, швидкого перетворення Фур'є, зворотного проєктування та графічні процесори. Графічні процесори забезпечують функції відображення напівтонових тривимірних сцен, масштабування, панорамування (скролінгу) та оперативної візуалізації отриманих зображень.

Схема отримання проєкційних даних та їх обробки в томографі (Рис.2.1) базується на послідовному застосуванні перелічених алгоритмів та апаратних засобів для досягнення максимальної точності та деталізації у процесі реконструкції медичних зображень.

Дискретизація даних разом із попередньою фільтрацією виконується на етапі збору інформації сканувальною системою томографа. Параметри дискретизації визначаються такими характеристиками, як кількість детекторів, швидкість обертання джерела рентгенівського випромінювання та електронна схема відбору й комутації, що є основою роботи томографів 4-го і 5-го поколінь. Попередня фільтрація необхідна для запобігання накладанню спектра сигналу (aliasing) і реалізується шляхом обмеження спектру сигналу під час дискретизації відповідно до умови ($F_d \geq 2F_{\max}$). Це забезпечується апаратно за допомогою апертури детектора.

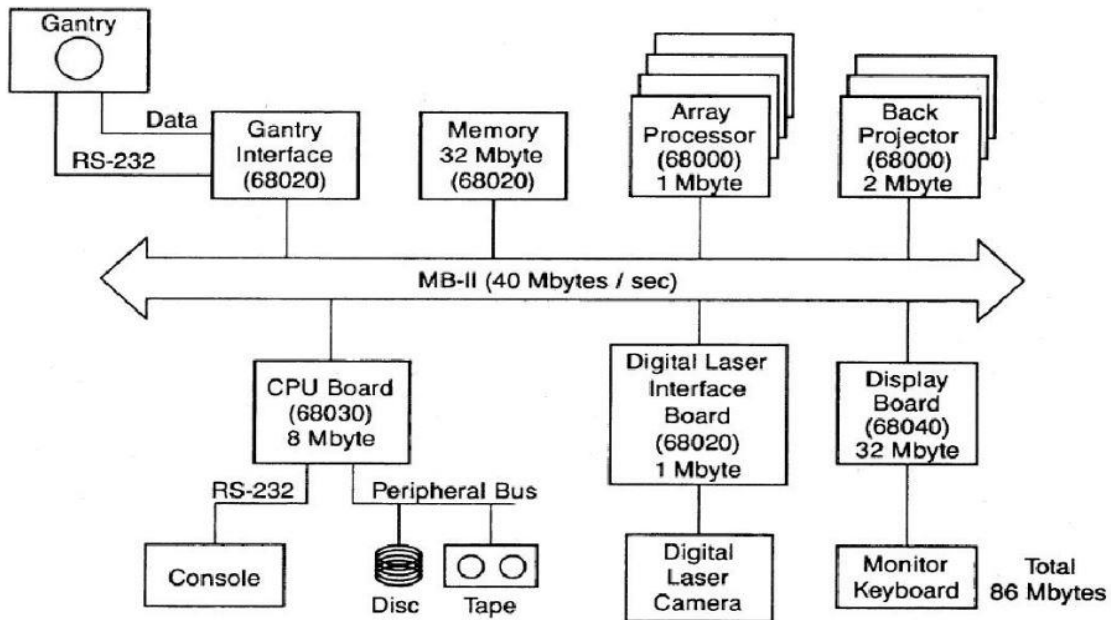


Рис. 2.2 - Схема структури томографа: Gantry — гантрі, Memory — пам'ять, Array Processor — матричний процесор, CPU Board — плата центрального процесора, Digital Laser Interface Board — плата цифрового лазерного інтерфейсу, Display Board — плата дисплею, Console — пульт, Peripheral Bus — шина периферії, Digital Laser Camera — цифрова лазерна камера. Адаптовано із роботи [4]

Процес обробки починається з передфільтрації та дискретизації даних, які надходять від рентгенівських детекторів (Рис.2.2). Дискретизація може виконуватися як механічно (через переміщення детектора), так і електронно (шляхом комутації детекторів) [1-3, 10-12]. У рентгенівських томографах дані піддаються нелінійному (експоненційному) перетворенню, після чого вони записуються в оперативну пам'ять (ОЗУ) для подальшої реконструкції.

Реконструкція зображення методом зворотного проектування зі згортою включає два ключові етапи: одновимірну згортку проєкцій та їх зворотне проектування для формування повного зображення. Після реконструкції лікар має можливість коригувати параметри обчислень, наприклад параметр регуляризації

α , через консоль керування томографа. При цьому змінюється частотна характеристика фільтра, що використовується для операції згортки. Просторові характеристики фільтра визначаються зворотним перетворенням Фур'є, що реалізується за допомогою алгоритму швидкого перетворення Фур'є (ШПФ).

Застосування паралельних і конвеєрних алгоритмів обчислень, а також використання спеціалізованих процесорів, зокрема для згортки, ШПФ та графічних обчислень, дозволяє досягти високої швидкості реконструкції. У сучасних системах реконструкція зображення з роздільною здатністю 1024×1024 пікселів виконується менш ніж за одну секунду завдяки оптимізованому апаратному забезпеченню та ефективним обчислювальним алгоритмам.

2.2.2. Типи детекторів

Системи з подвійними детекторами базуються на масивах детекторів, ширина яких удвічі більша за ширину стандартних КТ-детекторів, і ці детектори поділені на дві половини. Перша система такого типу була введена компанією "Elscint" під назвою Twin на спіральному комп'ютерному томографі. Сьогодні більшість виробників КТ-систем застосовують подібні технології з розділеними або подвійними детекторами, що значно підвищує ефективність збору даних.

Системи з багаторядними детекторами (багатошарові томографи) є технологічно прогресивними пристроями, здатними одночасно реєструвати дані щонайменше з чотирьох зрізів. Для цього масив детекторів поділяється на декілька рядів, що дозволяє обирати між різними варіантами колімації шару. Дані, отримані з кожного окремого шару, реєструються системою збору даних (Data Acquisition System – DAS), яка функціонує з одним рядом детекторів або комбінованою групою рядів залежно від обраної товщини зрізу (колімації).

Особливістю систем з багаторядними детекторами є те, що ширина кожного ряду детекторів визначається не їх фактичною фізичною шириною, а шириною пучка рентгенівського випромінювання, що фокусується у центрі сканованої області (Рис.2.3). Це дозволяє оптимізувати просторову роздільну здатність та ефективність збору даних у межах обраного обсягу дослідження.

Таким чином, технології подвійних і багаторядних детекторів забезпечують можливість отримання більшої кількості зрізів за одне обертання рентгенівської трубки, що є критично важливим для зменшення часу сканування та підвищення якості тривимірної реконструкції зображень.

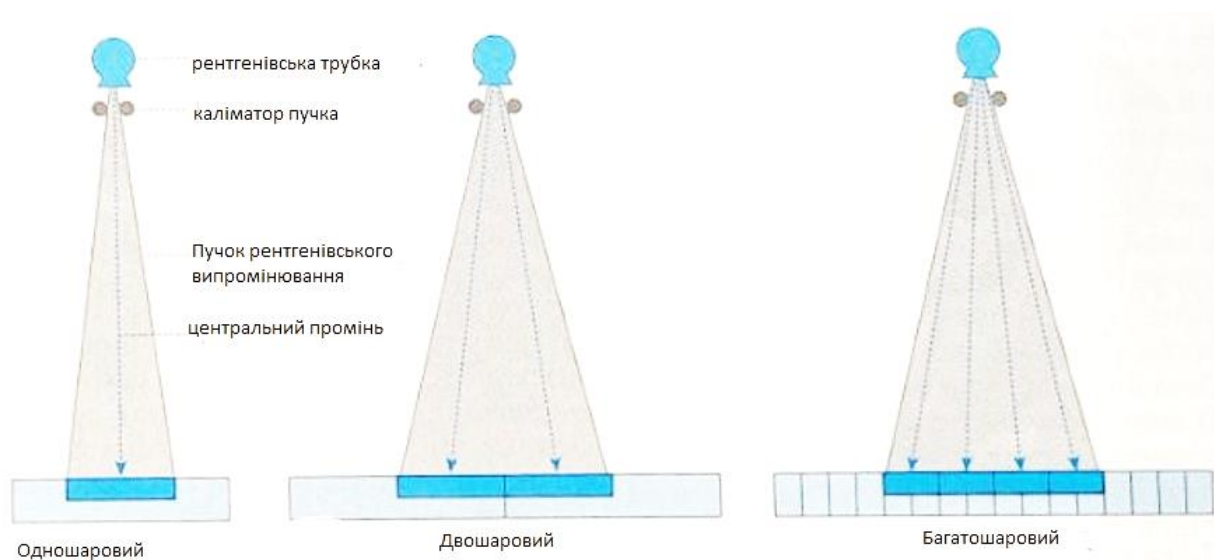


Рис.2.3 - Порівняння систем детекторів

Системи з багаторядними детекторами (або багатошарові томографи) є сучасними комп'ютерними томографами, які забезпечують одночасний збір даних щонайменше з чотирьох шарів. Для забезпечення можливості вибору різної колімації зрізів масив детекторів поділяється на кілька рядів, що дозволяє адаптувати товщину зрізів відповідно до потреб дослідження.

Дані з кожного окремого шару реєструються за допомогою системи збору даних (Data Acquisition System – DAS), яка може працювати як з одним рядом

детекторів, так і з комбінацією кількох рядів залежно від налаштувань колімації. Важливо зазначити, що ширина кожного ряду детекторів більше не вказується як фізична ширина, а визначається шириною рентгенівського пучка, який фокусується в центральній частині сканованої області.

Завдяки багаторядним детекторам комп'ютерні томографи забезпечують вищу продуктивність, оскільки дозволяють одночасно збирати дані з декількох площин. Це значно зменшує тривалість сканування, підвищує ефективність реконструкції зображень і дозволяє отримувати більш тонкі зрізи для покращення просторової роздільної здатності.

Матричний детектор складається з кількох рядів детекторів однакової ширини. Наприклад, у системах компанії GE використовується паралельний масив детекторів шириною 1,25 мм кожен. Варто зазначити, що ширина детектора не є фактичною шириною елементів детектора, а визначається шириною колімації пучка випромінювання, виміряною в центрі сканованої області. Реальна ширина детекторних елементів може бути майже у 2 рази більшою, залежно від геометрії томографа та відстані від центра сканованого поля.

Шляхом активації тільки чотирьох внутрішніх рядів детекторів можна отримати колімацію $4 \times 1,25$ мм. Для ширших коліматорів додаються сигнали від груп із двох або більше сусідніх рядів детекторів, що дозволяє досягти колімації $4 \times 2,5$ мм, $4 \times 3,75$ мм або 4×5 мм. Часткове використання двох внутрішніх рядів детекторів забезпечує зрізи з товщиною $2 \times 0,625$ мм. Для систем із восьмирядними детекторами можна отримати колімацію зрізу $8 \times 1,25$ мм або $8 \times 2,5$ мм. Загальна ширина колімації (наприклад, $8 \times 1,25$ мм = 10 мм або $8 \times 2,5$ мм = 20 мм) обмежена повною шириною масиву детекторів.

Системи з адаптивними масивами детекторів. Адаптивний масив детекторів складається з рядів, ширина яких збільшується від центра до периферії. Цей принцип реалізовано у детекторах Asymmetrix компанії Philips та AAD компанії Siemens. У системах із чотирма рядами детекторів можна отримати

колімацію $2 \times 0,5$ мм, активуючи половини двох внутрішніх рядів шириною 1 мм. Для наступних масивів детекторів забезпечується колімація 4×1 мм. Додавання ще двох рядів дозволяє отримати колімацію $4 \times 2,5$ мм (Рис.2.3).

Цей підхід ґрунтується на факті, що рентгенівський пучок досягає периферійних детекторів під кутом. Внутрішні септи в периферійній частині детектора можуть затримувати частину променів, що проходять під косими кутами, знижуючи ефективність детекції. Зменшення кількості септ у периферійній області збільшує геометричну ефективність дози, що робить цю технологію більш оптимізованою для товщини зрізів понад 2,5 мм. Проте, для використання більшої кількості рядів (наприклад, 16) потрібна нова конфігурація детекторів, яка збільшує кількість септ (рис. 2.3).

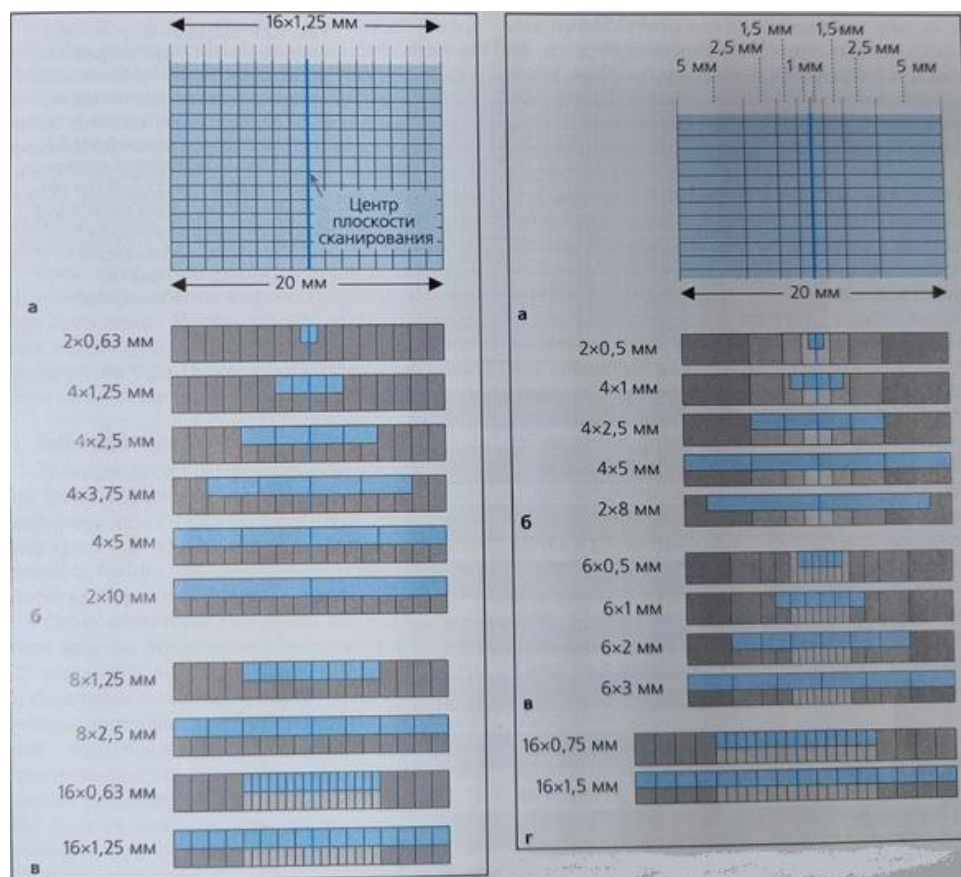


Рис.2.3 – Конфігурація детекторів

Гібридні детектори подібні до матричних, проте у них внутрішні ряди детекторів тонші, ніж зовнішні. Цю технологію реалізовано компанією Toshiba (многорядний детектор із змінною товщиною шару — SSMD). Наприклад, у 4-рядній системі внутрішні 2 мм масиву поділені на 4 ряди з товщиною 0,5 мм, що забезпечує можливість вибору колімації від $4 \times 0,5$ до 4×8 мм. У 8- та 16-рядних системах внутрішні 8 або 16 рядів мають товщину 0,5 мм.

Для гібридних детекторів Toshiba застосовуються розділювачі, що блокують розсіяння сцинтиляційного світла між сусідніми елементами, одночасно пропускаючи рентгенівське випромінювання. Це підвищує ефективність дози, хоча також збільшує чутливість до розсіяного випромінювання. У 16-рядних системах усіх виробників також використовуються більш тонкі внутрішні ряди, що дозволяє класифікувати їх як гібридні.

Системи з конічним пучком випромінювання (волюметрична КТ) Перспективні системи КТ базуватимуться на технології конічного пучка випромінювання, що дозволяє покрити великий діапазон уздовж осі z. Прототипи таких систем оснащені детекторами з 256 рядами або плоскими детекторними панелями (1024 елементи), що забезпечують високу просторову роздільну здатність і швидкість збору даних.

Однак сучасні системи з конічним пучком використовуються переважно для ротаційної ангіографії, зображуючи висококонтрастні структури (наприклад, судини у фазі артеріального контрастування). Основними проблемами залишаються розсіяне випромінювання, яке значно знижує контрастність, та пропускна здатність систем передачі сигналу, необхідна для швидкої обробки даних. Зменшення розміру вокселів для ізотропного зображення також супроводжується значним зростанням шуму, що потребує складних алгоритмів придушення шуму та оптимізації реконструкції даних.

Гібридні детектори є вдосконаленою версією матричних детекторів, у яких внутрішні ряди мають тоншу структуру. Компанія Toshiba розробила детектори з

шириною масиву 32 мм, що дозволяє отримувати колімацію зрізів від $4 \times 0,5$ мм до 4×8 мм .

Для 16-рядної системи представлено нову конфігурацію детекторів, яка підтримує колімацію в діапазоні від $16 \times 0,5$ мм до 16×2 мм. Ця технологія значно розширює можливості реконструкції зображень завдяки високій точності налаштування товщини зрізів.

Перспективи розвитку конструкції томографів як електронних інформаційних систем пов'язані з числом детекторів та часом і об'ємом інформації, яка обробляється і візуалізується.

ВИСНОВКИ

1. У кваліфікаційній роботі магістра розглянуто сучасні технології комп'ютерної томографії, які забезпечують високу швидкість сканування, тривимірну реконструкцію (3D) та зменшення променевої дози завдяки оптимізації протоколів сканування.
2. Показано, що комп'ютерна томографія (КТ) – це неінвазивний метод діагностики, що базується на рентгенівських променях, який дозволяє отримувати зрізові зображення (слайси) внутрішніх структур організму з високою просторовою роздільною здатністю, що суттєво підвищує точність та чутливість діагностики патологічних процесів.
3. Установлено, що перевагами методу комп'ютерної томографії є швидкість, точність та можливість отримання мультипараметричних даних, а недоліками, - ризик променевої небезпеки. Параметри сучасного КТ сканера: максимальна кількість зрізів: 64, кількість рядків детекторів: 32, діапазон поля огляду: 504 мм, ефективна теплова ємність рентгенівської трубки: 5,0 МТЗ, діапазон анодного струму: 10-350 мА, мауксимальна потужність генератора 42 кВт, діапазон струму на трубці: 10 мА - 350 мА.
4. Проаналізовано, що Технологія OpTix Optical RF – це високоякісна система з 8/16-канальними гнучкими котушками та апертурою 60 см для цифрового перетворення сигналу та його передачі оптоволоконном, яка забезпечує збільшення співвідношення сигнал/шум на 27% порівняно зі стандартними приймачами сигналів, сприяючи підвищенню якості зображення.
5. Обговорено перспективи подальшого розвитку комп'ютерної томографії, включаючи інтеграцію алгоритмів штучного інтелекту та машинного навчання для автоматизації процесів аналізу зображень, а також розробку нових технологій, таких як спектральна КТ, що дозволяє отримувати додаткову інформацію про тканини на основі їх хімічного складу.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Методи променевої діагностики : навчальний посібник для студентів / уклад. Н.В. Туманська, К.С. Барська, І.П. Джос – Запоріжжя: ЗДМУ, 2016. – 92 с.
2. Прокоп М. Спіральна і багатошарова комп'ютерна томографія. Навчальний посібник. В 2-х томах. – 2020. - 732 с.
3. Методи та засоби комп'ютерної реконструктивної томографії: навчальний посібник / Б. І. Яворський, Т. М. Рафа.—Тернопіль: ТНТУ, 2010. - 107 с.
4. G. W. E. P. Van Rhijn, L. J. M. R. Slump, & H. J. A. Van De Ven. (2016). "Computed Tomography: Principles, Design, Artifacts, and Recent Advances." Medical Physics.
5. McCollough, C. H., et al. (2015). "CT Dose Index and Patient Dose: A Review of the Current Literature." Radiology.
6. Рентгенодіагностика /за ред.В.І.Мілька/.- Вінниця: Нова книга, 2005. - 352с.
7. Bushberg, J. T., et al. (2012). "The Essential Physics of Medical Imaging." Lippincott Williams & Wilkins.
8. Kalender, W. A. (2006). "Computed Tomography: Fundamentals, System Technology, Image Quality, Applications." Publicis Publishing.
9. Aweda A., Arogundade R.A. Patient dose reduction methods in computerized tomography procedures: A review // International Journal of Physics Sciences. - V.2(1). – 2007.- P. 001 - 009.
10. Комп'ютерна томографія: навч. посіб. / Терновой С. К., Абдураїмов А. Б., Федотенков І. С. – М.: ГЕОТАР-Медіа, 2008. – 176 с.
11. Панова О. Є. Комп'ютерна томографія. – Харків, 2008. Режим доступу до ресурсу: <http://medic.in.ua/kompyuterna-tomografiyav2.html>
12. Фізичні основи комп'ютерної томографії [Електронний ресурс]. – 2011. – Режим доступу до ресурсу: <http://www.medskan.ru/informaciya/fizicheskie-osnovy-kompyuternoj-tomografii/> .