

УДК 620.179.15:004.421.2

Синьков М.В., Закидальський А.І., Цибульська Є.О.

ДО 50-РІЧЧЯ СТВОРЕННЯ ПРИНЦИПОВО НОВОГО НАУКОВОГО НАПРЯМКУ — КОМП'ЮТЕРНОЇ ТОМОГРАФІЇ. ПРІОРИТЕТНА РОЗРОБКА НТУУ «КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ».

В роботі показаний пріоритет українських вчених в створенні основоположних робіт з комп'ютерної томографії. Відзначається 50-річний ювілей першого комп'ютерного томографа, який був створений в Київському політехнічному інституті. Показаний рівень досягнень сучасної комп'ютерної томографії.

Ключові слова: *комп'ютерна томографія, Київський політехнічний інститут, рентгеновський комп'ютерний томограф.*

В работе показан приоритет украинских ученых в создании основополагающих работ в области компьютерной томографии. Отмечается 50-летний юбилей первого компьютерного томографа, который был создан в Киевском политехническом институте. Показан уровень достижений современной компьютерной томографии.

Ключевые слова: *компьютерная томография, Киевский политехнический институт, рентгеновский компьютерный томограф.*

In this work there is shown the priority of the Ukrainian scientists in the field of creation of the basic works on a computed tomography. The 50-years jubilee of first computer tomograph, which was created at Kiev Polytechnic Institute, is noted. There is shown the level of modern computed tomography improvement.

Keywords: *computed tomography, Kiev Polytechnic Institute, X-ray computer tomography scanner.*

Слово «томографія» перекладається з грецької як «зображення зрізу». Тобто, призначення томографії — одержання пошарового зображення внутрішньої структури об'єкта досліджень. Сучасна комп'ютерна томографія є результатом досягнень численних наукових і технічних напрямків — математики, фізики,

медицини, радіології, обчислювальної техніки та багатьох інших. До її «предків» можна віднести рентгенологічні методи дослідження, що відображають прагнення людини розібратися у глибинній структурі живих організмів, вивчати їх за допомогою неінвазивних багатошарових зрізів та проводити завдяки цьому високоточну діагностику.

Класична рентгенодіагностика ставить задачу одержання ізольованих тінювих зображень внутрішніх органів і окремих їх частин на рентгеновській плівці. Якщо рентгеновська трубка і детектор нерухомі, ми бачимо сумарну картину всіх шарів, що лежать на шляху рентгеновського променя (тінюве зображення). Якщо ж випромінювач і детектор рухомі, то можна розділити сумарну картинку за рахунок «розмивання» тіні в усіх шарах крім одного нерухомого шару (відносно випромінювача і детектора, які рухаються). Практично це досягається за рахунок розміщення випромінювача і детектора на кінцях «коромисла» (рис. 1). Саме коромисло рухається навколо вісі, що розміщена на його дузі. В момент знімку рентгеновська трубка переміщується над столом з пацієнтом по дузі, а касета, розташована під столом, здійснює рух в протилежному напрямку. Коромисло обертається навколо вісі приблизно на 30–60 градусів. Елементи об'єкту дослідження, які знаходяться в площині центра обертання системи під час знімку та не змінюють своє місце відносно рентгеновської плівки, на знімку зображені чітко, а ті елементи об'єкту, які рухаються відносно неї, — «розмиваються». В результаті контрастне зображення маємо тільки на рівні вісі обертання. Товщина виділеного шару знаходиться в зворотній залежності від величини дуги, що пробігає рентгеновська трубка.

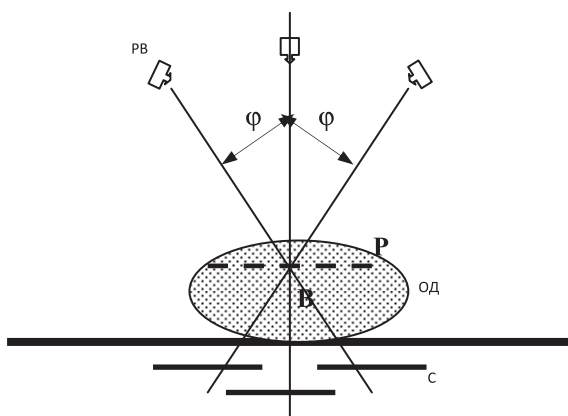


Рис. 1 Пошарове рентгенологічне дослідження. Позначення: РВ — рентгеновський випромінювач, С — касета з плівкою, ОД — об'єкт дослідження, Р — досліджуваний шар, В — вісь обертання ричагу.

Найближче до відкриття методів томографії наблизився К. Майер, який в 1914 р. на конгресі лікарів у Львові зробив доповідь на тему «Рентгенографія серця, вільна від зайвих тіней». «Розмивання» зайвих тіней він проводив, переміщуючи під час знімання рентгеновську трубку по дузі з центром обертання на рівні об'єкта дослідження [1]. В 1921 р. лікар А. Бокаж одержав патент на креслення рентгеновського апарату для пошарової рентгенографії, який передбачав одночасний взаємопротилежний рух рентгеновської трубки та касети з плівкою. Але минуло ще близько 10 років, поки голандець З. Плант отримав перший

не деформований пошаровий знімок живої людини. В 1931 р. німецький інженер Г. Гросман сконструював апарат для пошарової рентгенографії, який одержав назву томограф, а саме дослідження — томографії. В 1935 р. радянський вчений В.І. Феоктістов не тільки розробив томограф, а й створив струнку теорію томографії. [2] Теорія томографії В.І. Феоктістова стала базою для подальших досліджень в цій галузі. В 1949 р. в Київському науково-дослідному рентгенорадіологічному інституті М.С. Овощніковим був створений томофлюорограф, який дозволив отримувати томограми натурального розміру. М.С. Овощніков розробив теорію пошарових знімків (1947–1951), провів ряд досліджень з аналізу отриманих зображень та визначив фактори, що впливають на появу зображення на плівці. [3,4]

Метод пошарового рентгенологічного дослідження в наш час добре вивчений та загальновізнаний. Але пошарові знімки з технічних причин мають невисоку роздільну здатність. Сучасна комп'ютерна томографія в десятки разів чутливіша за класичну рентгенографію, оскільки вона краще бачить різницю в щільності об'єкта, а значить, в стільки ж разів інформативніша за свого предка.

Наразі в світі немає однозначного визнання, де були виконані перші розробки з комп'ютерної томографії та хто був їх автором. Великий внесок у розвиток томографії зробили українські вчені. В 1956–1958 рр. в Києві, на радіотехнічному факультеті Київського політехнічного інституту, був створений експериментальний макет рентгенівського томографа, в якому вперше були поєднані методи вирішення обернених задач, технічні та обчислювальні засоби. [5,6,7,8] Ця розробка заклала основи фундаментального напрямку в пошаровій діагностиці та відкрила нові практичні реалізації, які успішно застосовуються в медицині. При цьому важко було очікувати, що в ті важкі роки експериментальна установка буде доведена до серійного виробництва. Очоловав ці роботи член-кореспондент Академії наук України професор Семен Ісакович Тетельбаум.

Створена в КПІ томографічна установка реалізовувала випадок відносно близького розміщення джерела випромінення, коли об'єкт просвічується вузьким віялоподібним променем. Її схема наведена на рис.2 а. Тут А — джерело випромінення, Б — досліджуваний об'єкт, В — свинцевий фільтр, що вбирає розсіяні промені, Г — флюоресціюючий екран, Д — об'єктив, Е — кіноплівка. При дослідженні тонкого шару функція інтенсивності випромінення $F(\eta, \tau)$ записувалась у вигляді рентгеншифrogramи на плівці, що рівномірно рухалась при рівномірному обертанні об'єкта. Схема запису наведена на рис. 2 б, де подвійною штриховкою показано переріз свинцевих щільних коліimatorів.

Автори розробки — С.І. Тетельбаум, Б.І. Коренблюм, А.А. Тютін та інші — одержали інтегральне рівняння, яке описує ослаблення інтенсивності рентгенівського випромінення при просвічуванні об'єкта та довели, що при рівномірному обертанні об'єкта на рентгенівській плівці буде записана інформація, достатня для знаходження єдиного розв'язку цього рівняння. Також вони отримали аналітичний вигляд цього розв'язку, використовуючи теорію інтегралів Фур'є.

Рішення оберненого інтегрального рівняння реалізовувалось за допомогою аналогового обчислювального телевізійного пристрою, зображеного на рис.3. Після проходження рентгеншифrogramи через каскади помножувачів, логарифмуючі

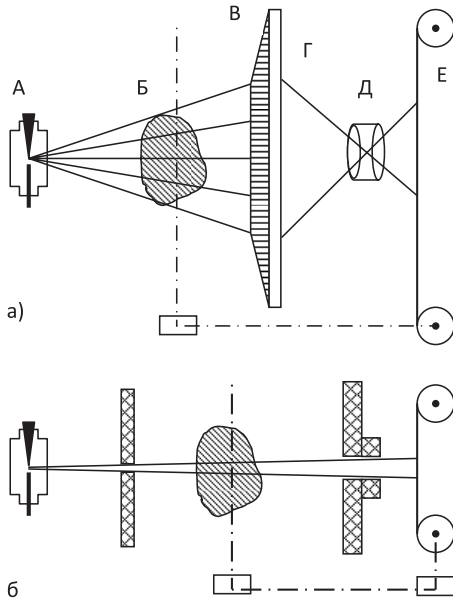


Рис. 2.

а — схема томографічної установки;
 б — схема запису рентгеншифrogramи на плівку

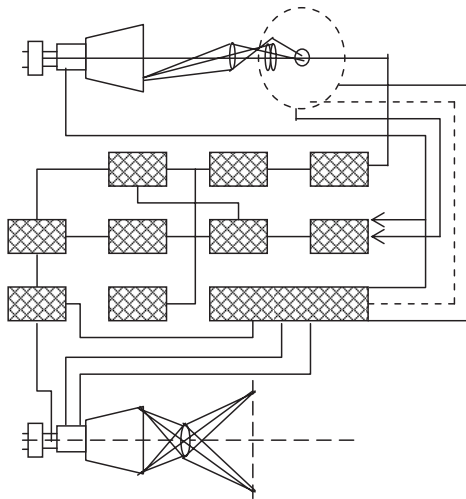


Рис. 3. Функціональна схема аналогового обчислювального телевізійного пристрою

та інші блоки, на екрані приймальної телевізійної трубки для обраної точки з координатами (x, y) відображалась відмітка, яскравість якої пропорційна коефіцієнту ослаблення рентгенівських променів $F(x, y)$ у відповідному елементі досліджуваного шару об'єкта. Зображення з екрану приймальної телевізійної трубки проектувалось на фотоплівку.

Довгий час ці роботи С.І.Тетельбаума та його колег були маловідомими в світі. Тільки після того, як в 1983 р. Гаррісон Баррет (Department of Radiology and Optical Sciences Center, University of Arizona) переклав [5,6,7,8] на англійську, вони набули визнання і серед закордонних дослідників. Значення розробок, що були виконані в Київському політехнічному інституті С.І.Тетельбаумом, Б.І.Коренблюмом, А.А.Тютуним, а також їх першість відзначається в багатьох наукових статтях та книгах закордонних авторів, виданих останнім часом [9, 10, 11, 12].

Від перших розробок в комп'ютерній томографії нас відділяє 50 років. За цей час комп'ютерні томографи пройшли великий шлях розвитку і вдосконалення. При цьому необхідно врахувати декілька обставин.

Медицина томографія почала розвиватись трохи раніше за промислову. Безумовно, конструкції томографів медичного і промислового напрямків мають свої особливості і свої принципові відмінності. Однак не виключений взаємний вплив конструктивних розробок двох вказаних типів томографів.

Ефективність використання рентгенівських комп'ютерних томографів визначається численними економічними та технічними факторами. В першу

чергу це просторова та щільнісна роздільна здатність, яку може забезпечити томограф, а також вартість і можливість серійного випуску томографів. Важливими факторами також є доза опромінення і час сканування.

Спільне врахування цих параметрів приводить до різних технічних реалізацій, які відрізняються як типами джерел випромінювання, конструкцією механічної частини та систем автоматички і управління, так і системою реєстрації випромінювання.

Розглянемо деякі найпоширеніші структури комп'ютерних томографів.

Перше покоління. Система комп'ютерної томографії може бути побудована з використанням одного інформаційного детектора ІД та одного рентгенівського випромінювача РВ (рис. 4). Лініями показаний напрямок потоку рентгенівського випромінювання, ОД — об'єкт дослідження. Для отримання томографічного зображення необхідно здійснити два види руху. Перший — поступальний, тобто РВ та ІД синхронно пересуваються вздовж ОД. Далі здійснюється обертальний рух системи РВ ІД на деякий кут, значення якого задається при виборі технічних характеристик системи і пов'язана з точністю відновлення. Після фіксації системи РВ ІД в новому кутовому положенні знову здійснюється поступальний рух механічно жорстко зв'язаних РВ ІД у напрямку, протилежному до поступального руху в попередньому кутовому положенні.

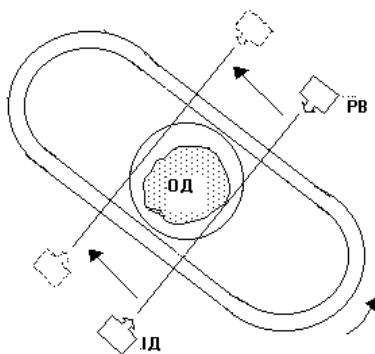


Рис. 4. Схема томографа першого покоління.

Перший серійний комп'ютерний томограф EMI-scanner був створений у 1971 р. Г. Хаунсфілдом (Велика Британія, Central Research Laboratory of Electric and Musical Industry). [9] Він дозволяв робити серії з 160 сканувань паралельними променями через рівні кутові проміжки. Дані з кожного сканування збирались протягом 4 хвилин, час обчислення дорівнював приблизно 7 хвилинам на один блок даних при використанні мінікомп'ютера Data General Nova. Для реконструкції використовувався ітераційний метод. Зображення, що генерував цей томограф, мали відносно низьку роздільну здатність (2–3 мм на точку) і складали матрицю 80×80 точок. EMI-scanner був встановлений у лікарні Atkinson Morley's Hospital, в Уімблдоні, Британія, та використовувався для нейродіагностики.

Ці роботи отримали високу і достойну оцінку. У 1979 р. Нобелівську премію в галузі медицини і фізіології поділили А. Кормак — за розробку алгоритма реконструкції на основі лінійних інтегральних рівнянь, та Г. Хаунсфілд — за створення робочої версії томографічного сканера та застосування його в медицині.

Такі системи були створені та орієнтовані в основному на застосування в нейрофізіології та нейрохірургії для досліджень голови. До томографів першого покоління належать також Densitom фірми CGR (Франція), АСТА 0100 фірми

Pfizer (США), Siretom I фірми Siemens (Німеччина), СТ-Н фірми Hitachi (Японія). Ці системи мали один робочий детектор, здійснювали два види руху з куту повороту 180° , мали крок сканування $1 \div 2^\circ$, а товщина досліджуваного шару була в межах $6 \div 12$ мм.

Друге покоління. Природнім розвитком систем першого покоління є система, яка містить групу детекторів і зберігає загальні принципи побудови механічної частини системи та принципи відновлення зображення (рис. 5). [1] Тут виникають складності, пов'язані з прийомом і попередньою обробкою інформації, які полягають у необхідності ретельного підбору групи ідентичних детекторів. Однак така побудова томографічної системи забезпечує можливість отримати більш високу просторову роздільну здатність при прийнятному часі збору даних і відновлення зображення.

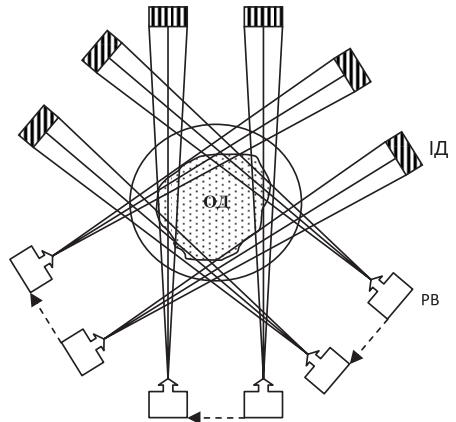


Рис. 5. Схема томографа другого покоління.

Найменшу кількість детекторів в томографах другого покоління, яка дорівнювала 3, мали розробки СТ/Н фірми General Electric (США), Δ -Scan 50 фірми Ohio Nuclear (США), Siretom II фірми Siemens (Німеччина). Більшу кількість детекторів (15, 30, 40) містили СТ 5005, СТ 7020 фірми EMI Medical, Siretom 2000 фірми Siemens, Tomoscan фірми Philips (Нідерланди), АСТА-Phizer (США), СТ6000 — Sintex (США), Synerview — Picker (США).

В томографах другого покоління був збережений кут сканування, що дорівнює 180° , а крок сканування для томографів з більшою кількістю детекторів став збільшуватися і досяг 12° , 20° і 30° . Товщина досліджуваного шару стала суворо фіксованою і зменшилась до 3, 5 і 10 мм. Крім того, помітно зменшився час сканування.

Третє покоління. Подальший розвиток томографічних систем був пов'язаний з необхідністю істотного зменшення часу томографування та покращення якості сканування. [1] Побудова такого типу систем вимагала перегляду принципів роботи та функціонування механічної частини, способів обробки інформації тощо. Для зменшення часу сканування два види руху скануючої системи — поступальний і обертальний були замінені одним видом — тільки обертальним (рис. 6).

Тут також наявний рентгенівський випромінювач — РВ, лінійка детекторів — ІД, що сприймає рентгенівський сигнал віяльної форми. Розвал променя забезпечує повне охоплення об'єкта та лінійки детекторів. Рух здійснюється таким чином, що РВ та ІД знаходяться в кожний момент часу у протилежних частинах скануючого пристрою по відношенню до досліджуваного об'єкта. Обертальний рух здійснюється неперервно, що дозволяє забезпечити малий час сканування.

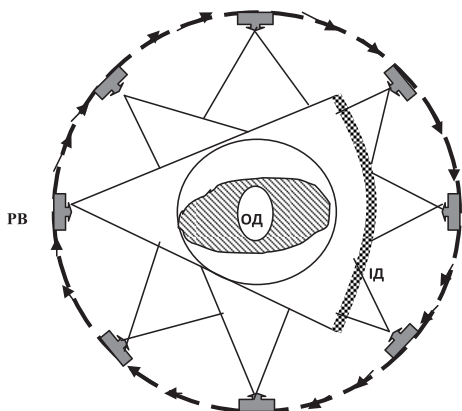


Рис. 6. Схема томографа третього покоління.

Важливо зазначити, що в ІПМЕ НАН України, а потім в ІПРІ НАН України колективом відділу спеціалізованих засобів моделювання під керівництвом доктора технічних наук професора Михайла Вікторовича Синькова в 1987–1991 рр. був розроблений перший в СРСР рентгенівський комп'ютерний томограф «СТ Київ» для дослідження всього тіла людини [13,14]. Автори статті вважають необхідним зазначити творчий внесок колишніх співробітників відділу, які створювали комп'ютерний томограф «СТ Київ»: д. т.н. Н.М. Губарені, к.т. н. С.Л. Радванського, к.т. н.

Л.І. Тарасенко-Зеленої, к.т. н. А.Ф. Яніка, к.ф.-м. н. В.Д. Саприкіна, Є.Т. Ляшука, В.Є. Телешева, О.І. Онікієнко, Г.Ю. Проскудіної, Е.О. Самбікіної, В.М. Денисова, Б.Л. Осовця, А.П. Снєжкова, Н.А. Чижської, Г.А. Суркова, Н.М. Мойсака.

Як напрямок розробки був прийнятий варіант томографа 3-го покоління. Це дозволяло забезпечити багатофункціональність використання томографа при проведенні медичних досліджень, давало можливість сканування будь-якої частини тіла. В якості операційного руху використовувалось обертання по колу джерела рентгенівського випромінювання навколо нерухомого пацієнта. Значний вплив на якість зображення мала синхронізація швидкості обертання, положення джерела рентгенівського випромінювання в момента знімання даних. Для зниження впливу артефактів руху (дихання та ін). томограф 3-го покоління мав забезпечувати високу швидкість сканування пацієнта.

Рентгенівські трубки, що існували в той час, були діодними. На замовлення ІПРІ НАН України в Ленінградському КБ «Светлана» була розроблена принципово нова трьохелектродна потужна імпульсна рентгенівська трубка напругою 140 kV. Співробітниками відділу спеціалізованих засобів моделювання здійснювалось супроводження розробки. Висока теплоємність анода та добре охолодження забезпечили можливість безперервної роботи при скануванні декількох зрізів. Стабільність високовольтного джерела живлення (член-кореспондент НАН України В.Є. Тонкаль — керівник розробки джерела) разом з сітковим управлінням з малим часом нарощування і спаду забезпечили постійний спектральний склад рентгенівського випромінювання при заданні потрібної тривалості імпульса.

В якості детектора використовувалась розроблена у відділі 300-канальна ксенонова іонізаційна камера (Синьков М.В., Саприкін В.Д, Закидальський А.І.) [15]. Була розроблена 305-канальна система збору даних (СЗД) для реєстрації імпульсних токів ксенонового детектору (тривалість 1–5 мс., період 20 мс., максимальний рівень сигналу — порядку 0.5 мкА). В силу малості вхідного сигналу кожний канал був реалізований на окремому операційному підсилювачі, який

здійснював інтегрування вхідних токів. Напруги групи інтеграторів по чергово перетворювались у двійковий цифровий код. АЦП був побудований за двоступеневою схемою і забезпечував перетворення інтегрованих сигналів (максимальне значення) з точністю 15.5 двійкових розрядів. (Закидальський. А.І., Осовець Б.Л.).

Перші програми при реконструкції модельного фантома для матриці розміром 256×256 потребували десятих годин роботи ЕОМ СМ-4. Розробка нових підходів у реалізації «згорткових» алгоритмів та використання у вузьких місцях програм на асемблері дали можливість скоротити час реконструкції на СМ-4 до десятків хвилин [16]. Підключення до СМ-4 в якості арифметичного розширювача МТ-70 забезпечило реконструкцію одного зрізу за декілька хвилин.

Доведення експериментального зразка комп'ютерного томографа проводилась в 1989–1990 рр. у Київському НДІ рентгенрадіології Міністерства охорони здоров'я України. В той час директором інституту був доктор медичинських наук професор А.І. Позмогов, який сприяв швидкому вирішенню усіх наукових питань та активно допомагав у проведенні наукових досліджень. Після завершення тестувань у 1990 р. розроблений томограф був переданий для організації серійного виробництва приладобудівним заводом Челябінськ-70.

Як розповідають М.В. Синьков і А.І. Закидальський, задача томографа замовнику проходила так: «Тестування експериментального зразка проводилась настільки успішно, що це викликало подив і недовіру. Замовники навіть припустили, що реконструкція стандартного американського фантома була проведена раніше і зберігалась в пам'яті комп'ютера, а під час тестувань на дисплей викликалися потрібні малюнки. Тяжку мовчанку, що наступила, порушив один з головних конструкторів замовника, який запропонував свій зимовий чобіт поставити замість фантома. Через 2 хвилини на дисплеї з'явився перетин чобота. При цьому виявилось, що підшва чобота складалась з клеєних гумових шарів. На зображенні, яке отримали в ході експерименту, добре видно було клеєні шари, що викликало бурхливу реакцію присутніх. Так був зданий у серійне виробництво комп'ютерний томограф 3-го покоління «СТ Київ.»

Четверте покоління. Подальший розвиток томографічних систем йде шляхом збільшення кількості паралельних інформаційних каналів і скорочення обсягу механічного руху в процесі сканування [1]. В томографах четвертого покоління (рис. 7) застосовується нерухома кругова детекторна система.

Створення такої системи стало можливим завдяки досягненням електронної технології, яка дозволила створити детектори малих розмірів, системи збору даних для мікросигналів з високими і стабільними параметрами точності. В таких обчислювальних томографах значно спрощується механічна система сканування. Обертається тільки джерело випромінювання, що істотно зменшує габарити та вагу механічних пристроїв. Але в таких системах мають бути подолані складнощі, пов'язані з побудовою кругової детекторної системи, в якій велика кількість детекторних елементів повинна мати однакові характеристики.

В цей же період почали з'являтися розробки комп'ютерних томографів для дослідження промислових виробів. На перших етапах з цією метою використовувались комп'ютерні томографі третього-четвертого поколінь з числа тих,

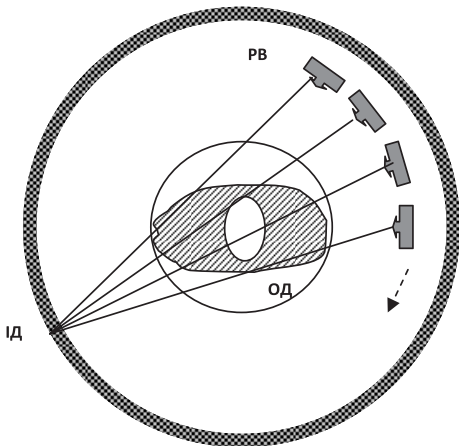


Рис. 7. Схема томографа четвертого покоління.

П'яте покоління. Томографи на основі спірального (гелікоїдального) руху усувають цей недолік томографів попередніх поколінь [17]. Спіральне сканування полягає в одночасному виконанні двох дій: неперервного обертання джерела — рентгенівської трубки, яка генерує випромінювання, навколо досліджуваного об'єкта, та неперервного поступального руху об'єкта вздовж продольної вісі сканування з через апертуру гентрі. В цьому випадку траєкторія руху рентгенівської трубки відносно вісі з приймає форму спіралі. Такий метод сканування дозволяє значно прискорити збір даних, ефективніше використовувати тепловий ресурс рентгенівської трубки, а також значно збільшити зону сканування. Перші томографи зі спіральним скануванням з'явилися в 1989–1990 рр. (SOMATOM Plus-S, SOMATOM AR фірми Siemens, Німеччина)

Практично переважна більшість розроблених за останнє десятиліття томографів медичного призначення і значна частина промислових томографів використовують спіральний рух.

При спіральному русі скануючої системи швидкість руху стола з об'єктом може приймати довільні значення, які визначаються метою дослідження. Чим вища швидкість руху стола, тим більша протяжність зони сканування.

Новими параметрами в спіральних КТ-системах є пітч — кількість шарів на один оберт випромінювача, тобто на один крок переміщення стола відносно гентрі, та воксел — елементарний об'єм 3 D-зображення.

До п'ятого покоління також [17,18] відносять томографи, що використовують електронну пушку (рис. 8). В них не використовується рентгенівська трубка. Електронна пушка генерує потік електронів, які бомбардують вольфрамові мішені, що розміщені нерухомо на арці з кутом $\approx 210^\circ$ навколо об'єкта. Електронний промінь направляється на мішені через магнітне поле. Над мішенями знаходиться ряд кристалічних фотодіодних детекторів. При фіксованому положенні центра обертання скануючої системи, її постійній швидкості обертання і постійній лінійній

що були призначені для медицини. Але відносно невисокі енергетичні характеристики (до 150 кев) не дозволяли широко використовувати їх у промисловості. Тому розробки цього напрямку з однієї сторони розвивалися у мікротомографію, а з іншої сторони — в томографію високоенергетичного напрямку.

Томографи першого-четвертого покоління були одношаровими. Для того, щоб одержати інформацію з багатьох шарів, необхідно багатократно виконувати цикли розгону-стабілізації-гальмування скануючої системи, що значно уповільнює процес збору інформації.

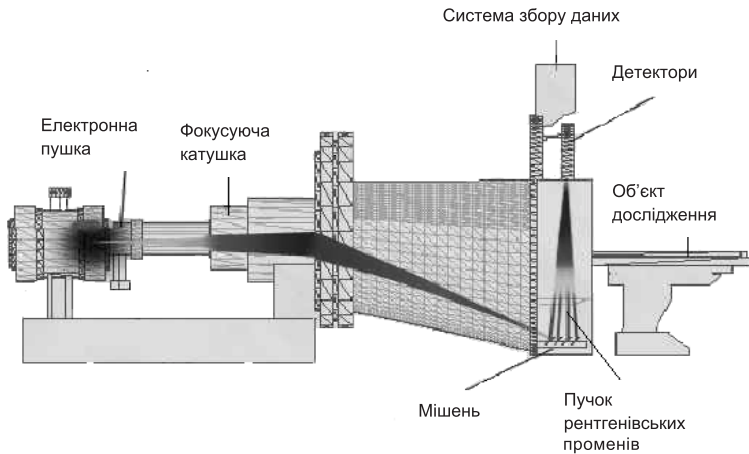


Рис. 8. Схема томографа п'ятого покоління (Imatron, США)

швидкості руху платформи об'єкта, система детектор-об'єкт здійснюють відносно один одного спіральний рух. В такому томографі один шар можна отримати приблизно за 50 мс. Застосовується він в основному в медицині для кардіологічних досліджень.

В останні десятиліття XX ст. та в наш час активно розвивається тривимірна комп'ютерна томографія [19,20,21] по даним в конусних променях — шосте покоління томографічних систем (рис. 9). Скануюча система в таких томографах може здійснювати як круговий, так і спіральний рух, а реєстрація даних проводиться двомірною матрицею детекторів. Основними галузями застосування комп'ютерних томографів даного типу є неруйнівна діагностика промислових виробів, медичинська діагностика, реконструкція об'єктів в електронній мікроскопії.

Мультизрізовий комп'ютерний томограф з конусним рентгеновським променем був уперше представлений у 1992 році (компанія Elscint Co.). [17] Він мав двохрядну матрицю детекторів і міг відновлювати одночасно два шари досліджуваного об'єкта. У 1998 році з'явився чотирьохзрізовий томограф з чотирма рядами детекторів відповідно (SOMATOM Volume Zoom фірми Siemens, Німеччина). Крім того, в ньому було збільшено кількість обертів рентгеновської трубки з одного до двох за секунду. В 2004–2005 роках були представлені 32 і 64 зрізові комп'ютерні томографи (SOMATOM Sensation 64, Siemens).

Використання багаторядної детекторної системи значно збільшує продуктивність обробки даних, але при цьому збільшує вартість томографа у зв'язку з дуже високою ціною детекторів. Сучасні комп'ютерні томографічні системи промислового призначення, як правило, використовують в якості двовимірної матриці детекторів рентгенооптичний перетворювач [18], що оптично зістикований з цифровою відеокамерою (рис. 10). Рентгенооптична система перетворює рентгеновські промені у видиме зображення.

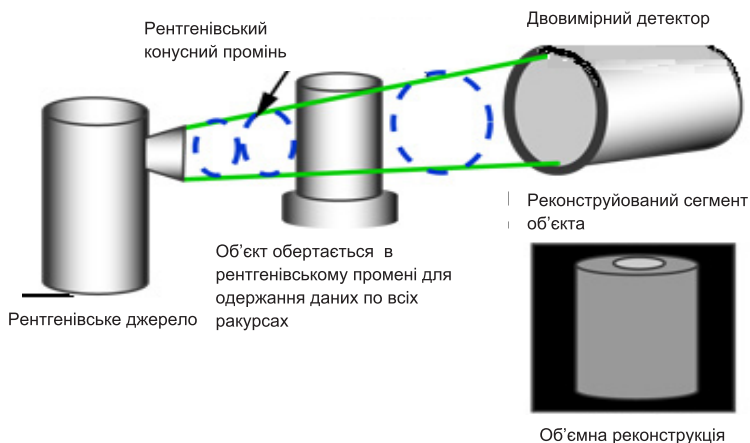


Рис. 9. Схема сканування об'єкта конусним променем і двовимірною матрицею детекторів

Принцип її роботи наступний. Рентгеновські промені, проходячи через об'єкт, поступають до вхідного вікна рентгенооптичного перетворювача та збуджують світіння вхідного люмінофора, в результаті чого фотокатод випромінює електрони. Ці електрони прискорюються та фокусуються електронною оптикою на вихідному люмінофорі, що приводить до його світіння. Зображення формується у вихідному вікні рентгенооптичного перетворювача. Встановлена за вихідним вікном рентгенооптичного перетворювача цифрова відеокамера із зарядовим зв'язком високої роздільної здатності з оптичною системою (або без неї) реєструє числові значення отриманої інформації.

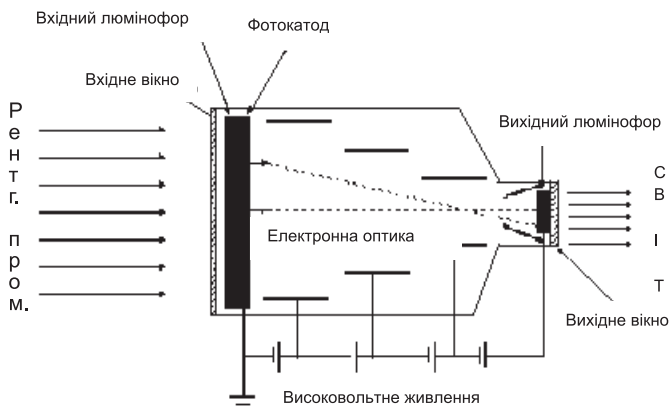


Рис.10. Функціональна схема рентгенооптичного перетворювача

Всі ці нововведення не тільки підвищують просторову роздільну здатність, але й завдяки спеціально розробленим алгоритмам реконструкції дозволяють значно зменшити кількість і розміри артефактів томографічних зображень.

Зона покриття у сучасних томографів може бути в декілька разів більшою за один і той же час сканування порівняно з однозрізовим комп'ютерним томографом. (ТОМОНАWK, AEA Technology, Великобританія; Aquilion LB, Toshiba, Японія; MX CT, Phillips Inc, США)

Томограф Aquilion 64 фірми Toshiba є однією з останніх технологічних розробок багатозрізової томографії. Він має 64-рядний детектор, який дозволяє за одне обертання рентгенівської трубки одержувати 64 окремих зрізи товщиною 0,5 або 1 мм з високою швидкістю — за 0.4 секунди. А томограф AquilionONE тієї ж фірми за один оберт (0,35 сек). робить 320 зрізів товщиною 0,5 мм і покриває ділянки до 16 см, завдяки використанню унікального 320-рядного детектора високої роздільної здатності.

Сьоме покоління. У 2005 р. був створений перший комп'ютерний томограф сьомого покоління з двома джерелами рентгенівського випромінення SOMATOM Definition фірми Siemens. [17] Теоретичні передумови до його створення існували ще в 1979 році, але технічно його реалізація на той час була неможлива. Такий апарат має значну перевагу: кожна трубка може працювати у власному режимі (при різних значеннях напруги і струму, kV і mAs відповідно). Це дозволяє краще диференціювати на зображенні близько розміщені об'єкти різної щільності. Граничні параметри зображень, які можуть бути отримані в кращих сучасних системах: час ротації 0,3–0,5 сек., просторова роздільна здатність 1,5–2 п. л./мм, контрастна чутливість 0,2–0,5%.

Висновок

Як впливає зі сказаного вище, комп'ютерна томографія за період її існування пройшла ряд складних етапів свого розвитку. Представляється, що ці досягнення стануть основою подальшого прогресу в цьому напрямку. Автори вважають доречним відзначити 50-річний ювілей перших розробок з комп'ютерної томографії, які були виконані в Київському політехнічному інституті, підкреслити пріоритет наших співвітчизників та важливість їх внеску у світову науку.

Список використаних джерел:

1. Введение в современную томографию [Текст] / К.С.Терновой, М.В.Синьков, А.И.Закидальский и др.; К.: Наук. думка, 1983. — 232 с.
2. Феоктистов В.И. Теория томографии [Текст] / В.И.Феоктистов // Вестник рентгенологии и радиологии., 1938, вып.3. с. 56-81.
3. Овощников М.С. Физико-техническое обоснование томофлюорографии [Текст] / М.С.Овощников; Вопросы томофлюорографии и томографии., 1950.
4. Овощников М.С. Новые аппараты и методы рентгенологического исследования [Текст] / М.С.Овощников; Киев: Госмедиздат УССР, 1962.
5. Тетельбаум С.И. О задаче улучшения изображений, получаемых при помощи оптических и аналогичных инструментов [Текст] / С.И.Тетельбаум // Известия

- Киевского ордена Ленина политехнического института. — 1956. — т. XXI. — С. 222-227.
6. Тетельбаум С.И. Про деякі принципи можливості удосконалення рентгено-техніки [Текст] / С.И.Тетельбаум // Доповіді АН УРСР — 1957. — № 5. — С. 453-456.
 7. С. И. Тетельбаум. О методе получения объемных изображений при помощи рентгеновского излучения [Текст] / С.И.Тетельбаум // Известия Киевского ордена Ленина политехнического института. — 1957. — т. XXII. — С. 154-160.
 8. Коренблум Б.И. Об одной схеме томографии [Текст] / Б.И.Коренблум, С.И. Тетельбаум, А.А.Тютин // Известия вузов МВО — Радиофизика. — 1958. — № 3.
 9. Friedland G.W. The Birth of CT [Text] / G.W.Friedland, B.D.Thurber // American Roentgen Ray Society — AJR 1996 ; 167, p.1365-1370.
 10. Webb S. The Physics of Medical Imaging [Text] / S.Webb; CRC Press — 1993. — 633 p
 11. Mould R.F. A Century of X-Rays and Radioactivity in Medicine [Text] / R.F. Mould; CRC Press — 1996. — 217 p.
 12. Markoe A. Analytic Tomography [Text] / A.Markoe; Cambrige University Press — 2006. — 400p.
 13. Sinkov M. Ukrainian competence network for the development of industrial CT-scanner [Text]: 6th European Conference on Non Destructive Testing, 24-28 October, 1994. Thesis. — Nice Acropolis, France. — P. 973-974.
 14. Applications of parallel operations for image reconstruction in computerized tomography [Text] / M.V.Sinkov, A.I.Zakydalsky, A.F.Janik, V.I.Kosinsky // Proc. SPIE. — 1997. — Vol. 3055. — P. 315-318.
 15. Сапрыкин В.Д. Вопросы детектирования сигналов в рентгеновской вычислительной томографии [Текст] / В.Д.Сапрыкин, М.В.Синьков // Электронное моделирование, 1982, №5, с. 45-50.
 16. Синьков М.В. Об одном способе приближенного вычисления свертки в вычислительной томографии [Текст] / М.В.Синьков, А.И.Закидальский, С.Л. Радванский // Электронное моделирование. — 1987. — №1. — С. 23-26.
 17. Computed Tomography. Its History and Technology. // Siemens AG, Medical Solutions, Siemensstr. 1, D-91301 Forchheim, Germany, 2005.
 18. Rohrer M. Multislice-CT Technology [Text] / M.Rohrer / [(extracted from: Kalender, Willi A. Computed Tomography)], Wiley-VCH 2000.
 19. Turbell H. Cone-Beam Reconstruction Using Filtered Backprojection [Text]: Dissertation №672. / H.Turbell. — Linkoping Studies in Science and Technology, Sweden. — 2001. — 189 p.
 20. Хермен Г. Восстановление изображений по проекциям. Основы реконструктивной томографии [Текст] / Г.Хермен; Пер. с англ. — М.: Мир, 1983. — 225 с.
 21. Feldkamp L.A. Practical cone-beam algorithm [Text] / L.A.Feldkamp, L.C. Davis, J.W.Kress // J. Opt. Soc. Am. — 1984. — V. 1(6).