

**В. П. Горбулін<sup>1</sup>, М. В. Синьков<sup>2</sup>, А. І. Закидальський<sup>2</sup>,  
В. І. Косинський<sup>3</sup>, С. А. Радванський<sup>2</sup>**

<sup>1</sup>Інститут національної безпеки НАН України  
Чоколівський бульвар, 13, 03186 Київ, Україна

<sup>2</sup>Інститут проблем реєстрації інформації НАН України  
вул. М. Шпака, 2, 03113 Київ, Україна

<sup>3</sup>Київський національний університет ім. Тараса Шевченка  
вул. Володимирська, 64, 01601 Київ, Україна

## **Внесок ІПРІ НАН України в розвиток комп'ютерної томографії**

*Представлено результати досліджень актуальних питань наукового та практичного характеру в галузі комп'ютерної томографії, які проводились у відділі спеціалізованих засобів моделювання. Відзначено, що в ІПРІ НАН України розроблено і впроваджено в серійне виробництво комп'ютерний томограф для дослідження всього тіла людини. Показано перспективи подальших досліджень.*

**Ключові слова:** комп'ютерна томографія, рентгенівський комп'ютерний томограф, алгоритм реконструкції.

### **Замість передмови**

— Владимир Павлович! Я ознакомився в Москві з роботами в області комп'ютерної томографії. Вони виключительно цікаві, і думаю, що нам треба влитися в це наукове напрямлення і зробити щось своє. Наприклад, комп'ютерний томограф сучасного рівня для дослідження всього тіла людини, — сказав Синьков Михайл Вікторович, звертаючись до працівника державного апарату, а нині академіку НАН України В.П. Горбуліну, який надавав багато уваги цій роботі на різних етапах її виконання.

— А ми справимося з такою великою роботою? — запитав В.П. Горбулін.

— Буде складно, але я думаю, що справимося...

І справились.

### **Вступ**

Сучасна комп'ютерна томографія є результатом досягнень багатьох наукових і технічних напрямків — математики, фізики, медицини, радіології, обчислювальної техніки та багатьох інших. Крім рентгенівської комп'ютерної томографії, яка є сьогодні найбільш поширеним засобом дослідження внутрішньої структури, все більшого розвитку набувають інші види томографії, що базуються на різних видах проникаючого випромінювання та електромагнітних полів: радіонуклідна, магнітно-резонансна, ульт-

развукова, оптична, позитронно-емісійна. Сучасні томографічні пристрої різних типів широко використовуються не тільки в медицині з діагностичними цілями, а й у промисловості для неруйнівного контролю якості виробів, у геофізиці для дослідження атмосферних явищ і мантії Землі, у фізиці для діагностики плазми і т.д.

Від перших розробок у комп'ютерній томографії нас відділяє 50 років. За цей час комп'ютерні томографи пройшли великий шлях розвитку і вдосконалення. Перший серійний рентгенівський КТ (EMI-scanner) 1972 р. був розроблений в Центральній науково-дослідній лабораторії з використання рентгенівського випромінювання (THORN EMI) в м. Хейес, Британія [1]. Він дозволяв робити серії із 160 сканувань паралельними променями через рівні кутові проміжки. Дані з кожного сканування збиралися протягом 4 хвилин, час обчислення дорівнював приблизно 7 хвилинам на один блок даних (при використанні мінікомп'ютера Data General Nova). Зображення, що генерував цей томограф, мали відносно низьку роздільну здатність і складали матрицю 80×80. EMI-сканер був встановлений у лікарні Atkinson Morley's Hospital в Уімблдоні (Британія) та використовувався для сканування голови.

Удосконалення томографів йшло в декількох напрямках: по-перше, створення нових технічних пристроїв; по-друге, розробка нових алгоритмічних і програмних засобів, за допомогою яких реалізується реконструкція внутрішньої структури та візуалізація результатів.

Наприклад, томограф Aquilion 64 фірми Toshiba є однією з останніх технологічних розробок багатозрізової томографії [2]. 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 одне обертання (0,35 с) робить 320 зрізів товщиною 0,5 мм і покриває анатомічні ділянки до 16 см, завдяки використанню унікального 320-рядного детектора високої роздільної здатності.

Томограф SOMATOM Definition фірми Siemens [3] має два джерела рентгенівського випромінювання та два 64-рядних детекторних блока. Їхнє використання дозволяє скоротити час обертання до 0,25 с і, відповідно, забезпечує більш достовірну діагностику, порівняно з томографами з одним джерелом, завдяки мінімізації артефактів руху.

У таблиці наведена порівняльна характеристика комп'ютерних томографів 1972 р. та 2009 р., яка наочно демонструє прогрес у даній галузі.

Типи томографів	EMI-scanner 1972 р.	PHILIPS Brilliance iCT 2009 р.
Параметри сканування		
Час одного сканування	5 хв.	< 1 с
Просторова роздільна здатність	2–3 мм / точка	0,3–1 мм / точка
Число шарів, що одночасно скануються	1–2	256
Розмір матриці зображення одного шару	80×80 пікселів	1024×1024 пікселів
Об'єм даних одного сканування	50 кбайт	3–4 Мбайт
Генерація об'ємного зображення	–	+

У наш час методи комп'ютерної томографії постійно вдосконалюються, з'являються нові рішення, які використовуються як в медичній діагностиці, так і в промисловій дефектоскопії. Важливим напрямком є створення методів, спрямованих на розширення

класів об'єктів, які підлягають томографічним дослідженням. Алгоритми реконструкції, що розроблюються, спрямовані на покращення просторової та щільнісної роздільної здатності зображень, які відновлюються, зменшення часу реконструкції, видалення артефактів. Значна увага приділяється оптимізації обчислень і збалансуванню необхідних умов по часу та якості реконструкції.

## **Комп'ютерний томограф СТ-Київ**

Протягом всього наукового життя Інституту проблем реєстрації інформації (ІПРІ) Національної академії наук України у відділі спеціалізованих засобів моделювання під керівництвом доктора технічних наук, професора М.В. Синькова виконувалися дослідження в галузі комп'ютерної томографії. Гордістю ІПРІ НАН України є томограф СТ-Київ (рис. 1), який було створено співробітниками відділу інституту [4] та передано для серійного виробництва до Інституту технічної фізики, що знаходиться в м. Снежинську Челябінської області.

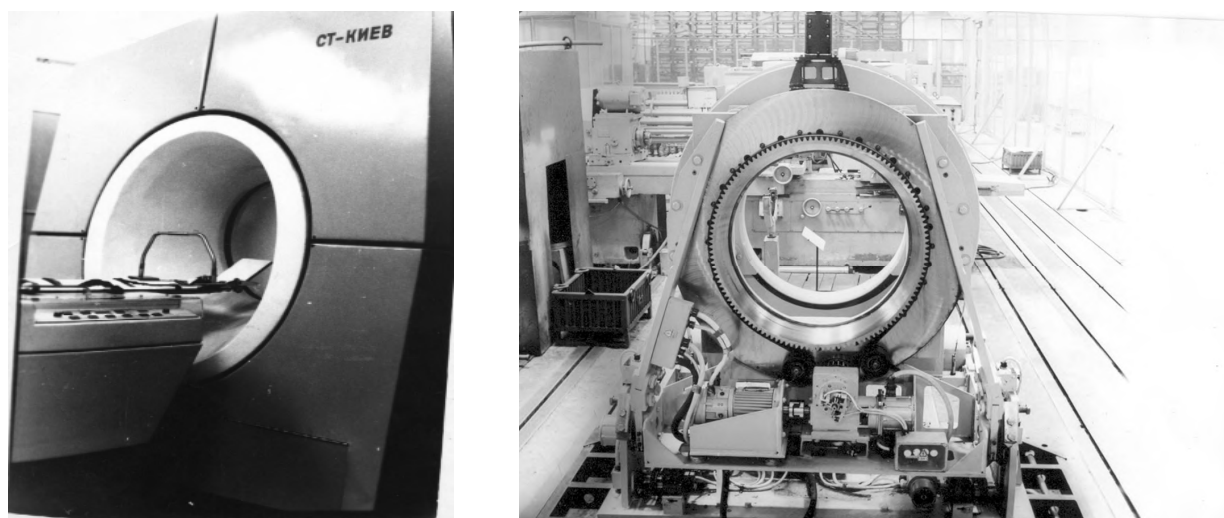


Рис. 1. Комп'ютерний томограф СТ-Київ

Як напрямок розробки було прийнято варіант томографа 3-го покоління. Це дозволяло забезпечити багатофункціональність використання томографа при проведенні медичних досліджень, надавало можливість сканування будь-якої частини тіла людини. Як операційний рух застосовувалося кругове обертання джерела рентгенівського випромінювання навколо нерухомого пацієнта. Великий вплив на якість зображення мала синхронізація швидкості обертання, позиції джерела рентгенівського випромінювання та моменту знімання даних. Для зниження впливу артефактів руху (дихання та ін.) томограф 3-го покоління мав забезпечувати достатньо високу швидкість сканування пацієнта.

Найвні на той час рентгенівські трубки були діодними, тобто мали два електроди — анод і катод. На замовлення ІПРІ НАН України в Ленінградському КБ «Світлана» була розроблена принципово нова трьохелектродна потужна імпульсна рентгенівська трубка з напругою 140 кВ, яка мала управляючу сітку. Співробітниками відділу спеціалізованих засобів моделювання здійснювалося супроводження розробки. Висока теплоємність аноду та добре охолодження забезпечили можливість неперервної роботи при скануванні декількох зрізів. Стабільність високовольного джерела енергії разом з сіт-

ковим управлінням з малим часом нарощування та зниження забезпечили постійний спектральний склад рентгенівського випромінювання при задаванні потрібної протяжності імпульсу.

Як детектор використовувалася розроблена у відділі 304-канальна ксенонова іонізаційна камера (М.В. Синьков, В.Д. Саприкін, А.І. Закидальський) [5]. Була розроблена 304-канальна система збору даних (СЗД) для реєстрації імпульсного струму ксенонового детектора (протяжність імпульсу 1–5 мс, період 20 мс, максимальний рівень сигналу порядку 0,5 мкА). З-за малості вхідного сигналу кожен канал реалізовано на окремому операційному підсилювачі, який здійснював інтегрування вхідного струму. Напруги групи інтеграторів по чергово перетворювались у двійковий цифровий код. АЦП, який було побудовано за двокроковою схемою, забезпечив перетворення інтегрованих сигналів (максимальне значення) з точністю 15,5 двійкових розрядів (А.І. Закидальський, Б.Л. Осовець).

Кінцевий результат реконструкції зрізу значною мірою визначається адекватністю прийнятих припущень і якістю алгоритму, а також ефективністю реалізації програми на даному обчислювальному пристрої.

Перші програми при реконструкції модельного фантому для матриці розміром 256×256 вимагали десятки годин роботи ЕОМ СМ-4. Розробка нових підходів у реалізації алгоритмів згортки та застосування у «вузьких» місцях програм на асемблері дозволили скоротити час реконструкції на СМ-4 до десятків хвилин [6]. Підключення до СМ-4 в якості арифметичного розширювача МТ-70 забезпечило реконструкцію одного зрізу за час, що не перевищував двох хвилин.

У наш час математика реконструктивної томографії та її алгоритмічне забезпечення настільки далеко пішли вперед порівняно з періодом розробки, що говорити про математичне забезпечення та його програмну реалізацію в томографі КТ-Київ представляється недоцільним. Саме тому такий важливий для авторів розділ, який описує вищевказані аспекти, тут розвиватися не буде.

Доведення експериментального зразка комп'ютерного томографа проводилась у Київському НДІ рентгенодіагностики Міністерства охорони здоров'я України. Після цього розроблений томограф було передано для організації серійного виробництва до Росії в Інститут технічної фізики. Представлена на рис. 2 реконструкція чобітка виконана під час приймальних випробувань томографа СТ-Київ. Історія її появи докладно викладена безпосередніми учасниками випробувань М.В. Синьковим та А.І. Закидальським у [7].



Рис. 2. Чобіток і його томограма. Вони врятували комп'ютерну томографію в Україні

## **Перехідний період**

Під перехідним періодом ми маємо на увазі роботи в області комп'ютерної томографії після завершення розробки КТ-Київ та передачі його у серійне виробництво, і до періоду останніх років, коли основну увагу було приділено розвитку тривимірної томографії та роботам з дослідження «великих» об'єктів.

У даний період активно розвивалася тривимірна реконструктивна томографія по конусним проєкційним даним. Дослідження, які проводилися фахівцями відділу спеціалізованих засобів моделювання, що працювали над цим питанням, дозволяють зробити такі висновки. Традиційні точні алгоритми тривимірної реконструкції в конусних променях, які були розроблені на основі теорії, розвинутої Б. Смітом, Х. Туєм і П. Грангеатом, передбачають, що об'єкт дослідження повністю знаходиться в конусному промені, який реєструється 2D детектором. Такі обмеження подібних алгоритмів не дозволяють відновлювати переважну більшість реальних об'єктів із-за їхніх розмірів.

В ідеальному випадку, коли проєкційні дані повні, послідовні та не зашумлені, рекомендується застосовувати точні методи реконструкції. На практиці ці умови не завжди виконуються, що значною мірою знижує якість зображень, які відновлюються, та утруднює використання точних алгоритмів тривимірної реконструкції. Крім того, ці алгоритми мають низьку швидкодію.

Порівняно з точними, наближені алгоритми тривимірної реконструкції мають деякі переваги:

- допускається неповна геометрія сканування;
- можливе часткове охоплення об'єкта конусним променем;
- досягається більш висока продуктивність обробки даних, оскільки при частковому охопленні об'єкта конусним променем зменшується обсяг даних, що потребують обробки;
- підвищується якість зображень за рахунок зниження рівня шумів і зменшення кількості артефактів.

В ІПРІ НАН України у даний перехідний період колективом відділу спеціалізованих засобів моделювання також проводилася розробка алгоритмів тривимірної реконструкції об'єктів у конусних променях [8, 9]. При розробці алгоритмів за основу був прийнятий метод Фельдкампа для кругової траєкторії скануючої системи. Запропоновано модифікацію цього алгоритму для реконструкції в конусних променях, яка дозволила зменшити кількість арифметичних операцій на внесок до рівня кількості операцій в алгоритмах з використанням паралельних променів.

## **Розробки останніх років**

У 2002–2006 рр. у відділі спеціалізованих засобів моделювання вивчались і розроблювались алгоритми реконструкції для специфічних умов сканування — при частковому охопленні об'єкта конусним проникаючим випромінюванням [10–13]. Використання таких алгоритмів дозволяє розширити область застосування томографів з детекторними системами на базі рентгенооптичного перетворювача для досліджень більш габаритних виробів.

У розглянутий період у відділі було запропоновано використовувати надлишковість проєкційних даних для подвійного скорочення числа потрібних сканувань. Підхід є ефективним для об'єктів с осьюовою симетрією. В більшості практичних випадків можна отримати якісну реконструкцію за рахунок вибору центра обертання об'єкта.

Основну увагу було приділено алгоритмам реконструкції при половинному охопленні об'єкта конусним променем [12]. Проведене моделювання показало, що в більшості випадків при скануванні доцільно обмежитись обертанням об'єкта навколо одного центра [13]. Для кардинального покращення якості реконструкції в цьому разі запропоновано використовувати кут охоплення об'єкта  $\sim 55\text{--}60\%$ .

На основі методу інтегрування вздовж заданого напрямку розроблено алгоритм тривимірної реконструкції з перетворенням проєкційних даних конусного променя в набір даних паралельних віяльних шарів (PR\_PAR) [14, 15]. Алгоритм забезпечує максимальну продуктивність порівняно з іншими відомими тривимірними алгоритмами.

Велика увага також приділялась підвищенню продуктивності реконструкційних алгоритмів, зокрема, розвитку методів обчислення згортки, яка є одним з етапів обробки проєкційних даних. [16, 17].

При довжині вхідної послідовності  $\approx 2^p$  для отримання одного відліку згортки при використанні методу попарних добутоків необхідно виконати  $\approx 2^{p+1}$  операцій з плаваючою комою (flops), при використанні швидкого перетворення Фур'є (ШПФ) з основою 2 — приблизно  $10 \cdot p$  flops. Перехід від ШПФ з основою 2 до ШПФ зі змішаною основою (спліт-радікс 4/2) покращує оцінку до  $\approx 8 \cdot p$  flops. Розроблений алгоритм виконання одновимірної згортки за допомогою двовимірного ШПФ, яке використовує  $4d$ -гіперкомплексні комутативні числові системи, дає можливість ще скоротити число операцій на  $\approx 15\text{--}20\%$  [18].

Останнім часом у відділі виникла ідея створення та була окреслена принципова структура комп'ютерного томографа для дослідження об'єктів, розміри яких від 2 до 10 разів перевищують кут конусного променя. Для ефективного застосування в томографі такого типу рентгенооптичних детекторів виникла потреба розробки спеціалізованих алгоритмів, що забезпечують потрібну просторову і щільнісну роздільну здатність при умові отримання проєкційних даних сканування окремих секцій об'єкта.

Дослідження показали принципову можливість отримання всієї необхідної для реконструкції інформації, незалежно від розмірів матриці детекторів, за рахунок багатократного обертання «великого» об'єкта навколо відповідно обраних центрів. Приведені формули визначення координат центрів обертання і початкових значень кутової позиції об'єкта дозволяють сформувати проєкційні дані для  $100\%$  охоплення.

Для дослідження таких об'єктів на основі алгоритму PR\_PAR були розроблені алгоритми тривимірної реконструкції з використанням часткових сканувань горизонтальних і вертикальних секцій [19]. Запропоновано способи отримання проєкційних даних повного охоплення шляхом сканувань з різними центрами обертання об'єкта дослідження та з перекриттям зон відновлення. Розроблені алгоритми дозволяють виконувати реконструкцію за прийнятний час при великих розмірах об'єктів. Використання половинного перекриття вертикальних секцій та  $10\%$  перекриття горизонтальних секцій при скануванні забезпечує високу швидкість при достатній якості реконструкції.

Усі наведені вище дослідження дозволили створити програмний комплекс моделювання томографічної тривимірної реконструкції, який реалізує розроблені алгоритми [20, 21]. Для цього були створені програмні модулі на мові C++, які дозволяють:

- генерувати математичні фантоми, що складаються з елементарних геометричних фігур, де кожна точка має деяку щільність;
- моделювати отримання проєкційних даних по фантомам при різних режимах томографічної системи;
- формувати проєкційні дані повного охоплення для «великих» об'єктів;

— виконувати реконструкцію їхньої внутрішньої структури.

Результати реконструкції представляються у вигляді перетинів у трьох ортогональних площинах отриманої тривимірної матриці розподілу щільності в кожній точці об'єкта, де зони з різною щільністю зображені різними кольорами. На рис. 3, зверху, наведено результати реконструкції математичного фантому з використанням трьох сканувань горизонтальних секцій, знизу — еталонний фантом.

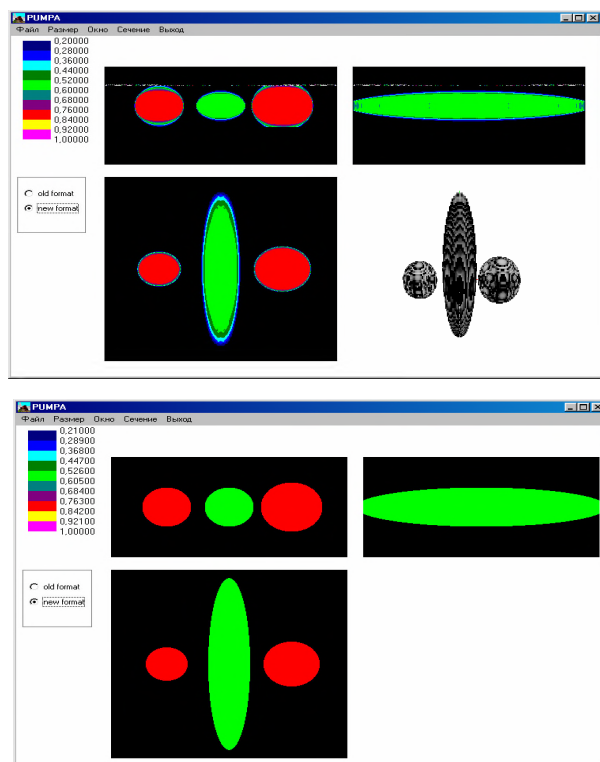


Рис. 3. Реконструкція об'єкта з 3 часткових сканувань горизонтальних секцій

Використання запропонованих наближених алгоритмів дозволяє реконструювати об'єкти, розміри яких значно більші за кут проникаючого випромінювання та розміри матриці детекторів. При цьому помітно скорочується час реконструкції. Наприклад, для порівняння, при використанні точного алгоритму Кацевича [22] тривимірна реконструкція фантому голови для матриці  $400 \times 400 \times 200$  вимагала 2,9 години (Alpha 21264, 667 МГц, 512 Мбайт).

Розроблені алгоритми дозволяють істотно прискорити процес реконструкції. Так, тривимірна реконструкція фантому Шепа-Логана для матриці  $300 \times 300 \times 121$  при використанні алгоритму PR\_PAR потребує близько 4 хв. 20 с (PC Pentium-4, 3 ГГц, 512 Мбайт). Наведена швидкість роботи запропонованого алгоритму більш ніж на порядок перевищує швидкість роботи точного алгоритму Кацевича, та при цьому забезпечує якісну реконструкцію практично в режимі реального часу.

## Висновки

Як впливає з короткого огляду, приведеного вище, відділ спеціалізованих засобів моделювання ІПРІ НАН України протягом багатьох років роботи в області комп'ютерної томографії проводив дослідження актуальних питань наукового та практичного характеру. Істотним внеском у розвиток комп'ютерної томографії є створення томографа КТ-Київ і успішна передача його для серійного виробництва до Росії. У межах невеликої статті ми не можемо докладно викласти значні результати математичного та алгоритмічного плану, які були отримані в ІПРІ НАН України. Істотне значення набувають розробки алгоритмів і принципів побудови комп'ютерного томографа для дослідження «великих» об'єктів. Сьогодні можна з упевненістю говорити, що є нові ідеї для розробок і досліджень в комп'ютерній томографії, які будуть реалізовуватись в наступні роки.

1. *Friedland G.W.* The Birth of CT / Gerald W. Friedland, Barton D. Thurber // American Roentgen Ray Society. — AJR 1996. — 1996. — **167**. — P. 1365–1370.

2. *Toshiba Medical Systems* [Електронний ресурс]. — Toshiba (Japan). — 2009. — Режим доступу: <http://www.toshiba.net.ua/>

3. *Computed Tomography. Its History and Technology* [Електронний ресурс] / Siemens AG. Medical Solutions: Germany. — 2005. — Режим доступу: [http://www.medical.siemens.com/.../CT\\_History\\_and\\_Technology.pdf](http://www.medical.siemens.com/.../CT_History_and_Technology.pdf)
4. *Sinkov M.* Ukrainian Competence Network for the Development of Industrial CT-Scanner // 6<sup>th</sup> European Conf. on Non Destructive Testing. — 24–28 Oct., 1994. — Nice Acropolis (France). — 1994. — P. 973–974.
5. *Сапрыкин В.Д.* Вопросы детектирования сигналов в рентгеновской вычислительной томографии. / В.Д. Сапрыкин, М.В. Синьков // Электронное моделирование. — 1982. — № 5. — С. 45–50.
6. *Синьков М.В.* Об одном способе приближенного вычисления свертки в вычислительной томографии / М.В. Синьков, А.И. Закидальский, С.Л. Радванский // Электронное моделирование. — 1987. — № 1. — С. 23–26.
7. *Компьютерная томография. Этапы развития и вклад ИПРІ НАН України* / М.В. Синьков, А.И. Закидальский, Я.А. Калиновский [и др.] // Реєстрація, зберігання і оброб. даних. — 2007. — Т. 9, № 3. — С. 105–116.
8. *Study and Choice of Method for Solving 3D Reconstruction Problem in Tomography* / M.V. Sinkov, A.I. Zakidalsky, A.A. Chapor [et al.] // Proc. 7th ECNDT. — Copenhagen, May 1998. — Abstracts. — P. 378 + Proceedings. — Vol. 3. — P. 2529–2534.
9. *Синьков М.В.* Исследование методов реконструкции конической томографии и их эквивалентности / М.В. Синьков, А.А. Чапор // Реєстрація, зберігання і оброб. даних. — 1999. — Т. 1, № 3–4. — С. 36–44.
10. *Синьков М.В.* Избыточность проекционных данных и пути ее использования для повышения эффективности промышленных томографов / М.В. Синьков, А.И. Закидальский // Реєстрація, зберігання і оброб. даних. — 2003. — Т. 5, № 2. — С. 85–93.
11. *Закидальский А.И.* Сравнительный анализ алгоритмов объемной реконструкции для различных схем сканирования / А.И. Закидальский, Э.Е. Самбыкина // Реєстрація, зберігання і оброб. даних. — 2003. — Т. 5, № 1. — С. 61–68.
12. *Синьков М.В.* Объемная реконструкция «больших» объектов на томографах с ограниченной по размерам матрицей детекторов / М.В. Синьков, А.И. Закидальский // Реєстрація, зберігання і оброб. даних. — 2003. — Т. 5, № 3. — С. 18–25.
13. *Синьков М.В.* Разработка алгоритмов объемной реконструкции «больших» объектов / М.В. Синьков, А.И. Закидальский, Э.Е. Самбыкина, Е.А. Цыбульская // Реєстрація, зберігання і оброб. даних. — 2003. — Т. 5, № 4. — С. 43–50.
14. *Закидальский А.И.* Преобразование конусного пучка в квазипараллельные слои веерного типа для повышения производительности реконструкции томографических изображений / А.И. Закидальский, Е.А. Цыбульская // Реєстрація, зберігання і оброб. даних. — 2004. — Т. 6, № 2. — С. 27–32.
15. *Синьков М.В.* Алгоритмическая и программная реализация алгоритма преобразования конусных проекций. / М.В. Синьков, А.И. Закидальский, Е.А. Цыбульская // Реєстрація, зберігання і оброб. даних. — 2006. — Т. 8, № 1. — С. 31–36.
16. *Закидальский А.И.* Реализация свертки с помощью рекурсивных процедур для реконструкционного 3D алгоритма. / А.И. Закидальский, Е.А. Цыбульская // Реєстрація, зберігання і оброб. даних. — 2005. — Т. 7, № 2. — С. 29–36.
17. *Закидальский А.И.* Быстрая свертка на основе БПФ. / А.И. Закидальский, Е.А. Цыбульская // Реєстрація, зберігання і оброб. даних. — 2005. — Т. 7, № 3. — С. 62–70
18. *Цыбульская Е.О.* Алгоритм обчислення одновимірної згортки з використанням гіперкомплексних чисел / М.В. Синьков, А.І. Закидальський, Е.О. Цыбульская // Реєстрація, зберігання і оброб. даних. — 2009. — Т. 11, № 1. — С. 20–26.
19. *Закидальський А.І.* Алгоритми томографічної реконструкції «великих» об'єктів / А.І. Закидальський, Е.О. Цыбульская // Реєстрація, зберігання і оброб. даних. — 2009. — Т. 11, № 4. — С. 33–42.
20. *Цыбульская Е.А.* Моделирование высокопроизводительного томографического алгоритма реконструкции промышленных объектов / Е.А. Цыбульская // Реєстрація, зберігання і оброб. даних. — 2005. — Т. 7, № 4. — С. 54–57.
21. *Синьков М.В.* Розробка нового алгоритму тривимірної томографічної реконструкції / М.В. Синьков, А.І. Закидальський, Е.О. Цыбульская // Наукові вісті НТУУ «КПІ». — 2009. — № 4. — С. 102–111.
22. *Exact and Approximate Algorithms for Helical Cone-Beam CT* / H. Kudo, L. Rodet, F. Noo, M. Defrise // Phys. Med. Biol. — 2004. — N 49. — P. 2913–2931.

Надійшла до редакції 02.06.2010