

УДК 620.179.15:004.421.2

**М. В. Синьков, А. И. Закидальский, Я. А. Калиновский,
Э. Е. Самбыкина, Е. А. Цыбульская**

Институт проблем регистрации информации НАН Украины
ул. Шпака, 2, 03113 Киев, Украина

Компьютерная томография. Этапы развития и вклад ИПРИ НАН Украины

Рассмотрены наиболее значительные этапы развития компьютерной томографии и отмечен тот факт, что вклад ученых ИПРИ НАН Украины выводит успехи украинской науки на передовые рубежи в Европе и мире. Отмечено, что в ИПРИ НАН Украины разработан и внедрен в серийное производство в Министерстве среднего Машиностроения компьютерный томограф для исследования всего тела человека. Показаны перспективные направления развития компьютерной томографии и вклад ИПРИ НАН Украины в исследования в данной области.

Ключевые слова: компьютерная томография, промышленная томография, томограмма, рентгеновский компьютерный томограф, алгоритм реконструкции, объемная реконструкция.

На протяжении всех 20-ти лет научной жизни Института проблем регистрации информации (ИПРИ) Национальной академии наук Украины в Отделе специализированных средств моделирования под руководством доктора технических наук, профессора М.В. Синькова выполнялись исследования в области компьютерной томографии (слово томография переводится с греческого как «изображение среза»). Гордостью ИПРИ НАН Украины является томограф СТ-Киев, который был создан сотрудниками отдела института и передан в 1990 г. для серийного производства на одно из российских предприятий, находившихся в г. Снежинске Челябинской области.

Авторы статьи считают необходимым отметить творческий вклад бывших сотрудников Отдела, создававших компьютерный томограф СТ-Киев: д.т.н. Н.М. Губарени, к.т.н. С.Л. Радванского, к.т.н. Л.И. Тарасенко-Зеленой, к.т.н. А.Ф. Яника, к.ф.-м.н. В.Д. Сапрыкина, Е.Т. Ляшука, В.Е.Телешева, А.И. Оникиенко, Г.Ю. Проскудиной, Э.Е. Самбыкиной, В.М. Денисова, Б.Л. Осовца, А.П. Снежкова, Н.А. Чижской, Г.А. Суркова, Н.М. Мойсака.

Наиболее близко к открытию методов томографии подошел К. Майер, который в 1914 г. на конгрессе врачей во Львове сделал доклад на тему «Рентгеногра-

© М. В. Синьков, А. И. Закидальский, Я. А. Калиновский, Э. Е. Самбыкина, Е. А. Цыбульская

фия сердца, свободная от посторонних теней». Удаление мешающих теней он производил, перемещая во время снимка рентгеновскую трубку по дуге с центром вращения на уровне объекта исследования [3]. В 1921 г. врач А. Бокаж получил патент на чертежи рентгеновского аппарата для послойной рентгенографии, который предусматривал одновременное взаимно противоположное сочетанное движение рентгеновской трубки и кассеты с пленкой. Однако прошло около 10-ти лет, прежде чем голландец З. Плант получил первый качественный послойный снимок живого человека. В 1931 г. немецкий инженер Г. Гроссман сконструировал аппарат для послойной рентгенографии, получивший название томограф, а само исследование — томографирование [4]. В 1935 г. советский ученый В.И. Феоктистов разработал первый в стране томограф и создал стройную теорию томографии [5]. Он обосновал математическое толкование метода томографии, определил возможные варианты конструирования аппаратов для послойных исследований. Теория томографии В.И.Феоктистова послужила базой для дальнейших исследований в этой области. В 1949 г. в Киевском научно-исследовательском рентгенорадиологическом институте М.С. Овощниковым был создан томофлюорограф, позволяющий получать томограммы в натуральную величину [6]. М.С. Овощников разработал теорию послойных снимков (1947, 1949, 1950, 1951), провел ряд исследований по анализу получения изображения на томограммах и определил факторы, влияющие на образование изображения на пленке.

Метод, используемый М.С. Овощниковым, основан на получении изолированных теневых изображений внутренних органов и отдельных их частей на рентгеновской пленке [7]. Суть метода заключается в следующем. Если рентгеновская трубка и детектор неподвижны, мы видим суммарную плоскую картину всех слоев, лежащих на пути луча (теневое изображение). Если же излучатель и детектор подвижны, то можно разделить суммарную картинку за счет «размазывания» тени во всех слоях кроме одного неподвижного слоя (неподвижного относительно двигающихся излучателя и детектора). Элементы объекта исследования, находящиеся в плоскости центра вращения системы во время снимка и не меняющие своего отношения к рентгеновской пленке, на снимке видны четко, а те элементы объекта, которые меняют отношение к ней, — «размазываются». В результате контрастное изображение получается только на уровне оси вращения.

В 50-е годы прошлого столетия в эти работы включились специалисты по радиолокационной технике. В период 1956–1957 гг. профессор С.И. Тетельбаум, Б.И. Коренблюм, А.А. Тютин и др. создали макет одного из первых томографов [8, 9]. Они исследовали случай относительно близкого расположения источника излучения, когда объект облучается узким веерообразным пучком. При равномерном вращении объекта вокруг оси, перпендикулярной исследуемому слою, на фотопленке, перемещающейся параллельно этой оси, получается рентгеношифрограмма, заключающая в себе данные, необходимые для получения изображения слоя.

В 1972 г. на основе предложенных А. Кормаком математических методов и алгоритмов [2] Хаунсфилдом был запатентован, разработан и изготовлен первый компьютерный томограф. В дальнейшем стало возможным разделить рентгеновские компьютерные томографы на условные группы, называемые поколениями [1, 10, 11].

Вычислительный томограф первого поколения использует один информационный канал: один квазиточечный источник излучения и один информационный детектор (рис. 1).

Позже, с целью увеличения информативности томографической системы, были организованы несколько одновременно действующих параллельных каналов для формирования проекционных данных (рис. 2). Так появилось второе поколение вычислительных томографов, которые используют один источник излучения с квазиверным лучом и группой детекторов.

В томографах третьего поколения (рис. 3) дальнейшее уменьшение времени сканирования было достигнуто за счет исключения поступательного движения системы. Полнота проекционных данных полностью обеспечивается увеличением числа детекторов и шириной веерного луча, который теперь охватывает всю зону восстановления. Для реконструкции используется другая математическая основа — веерная геометрия. При этом, как одну из модификаций, можно рассматривать перепакровку веерного луча в параллельный.

Важно отметить, что в ИПМЭ НАН Украины, а затем в ИПРИ НАН Украины трудами коллектива Отдела специализированных средств моделирования был разработан первый в СССР рентгеновский компьютерный томограф СТ-Киев для исследования всего тела человека [12, 13].

В качестве направления разработки был принят вариант томографа 3-го поколения. Это позволяло обеспечить multifunctionality применения томографа при проведении медицинских исследований, давало возможность сканирования любой части тела. В качестве операционного движения использовалось круговое вращение источника рентгеновского излучения вокруг неподвижного пациента. Большое влияние на качество изображения оказывала синхронизация скорости вращения, положения источника рентгеновского излучения и момента съема данных. Для снижения влияния артефактов движения

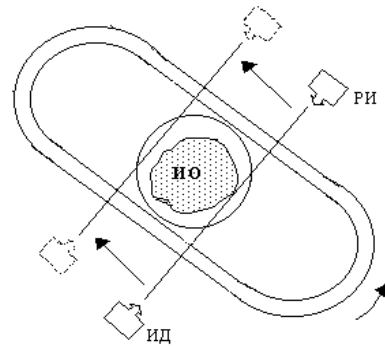


Рис. 1. Схема томографа первого поколения

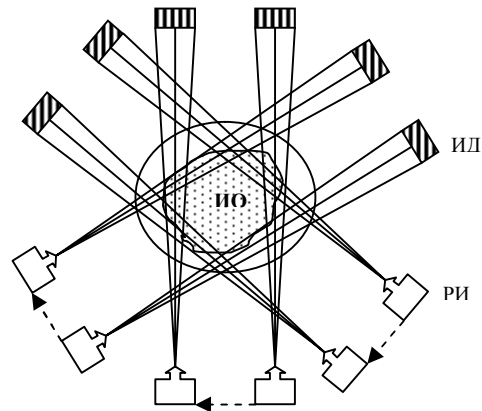


Рис. 2. Схема томографа второго поколения

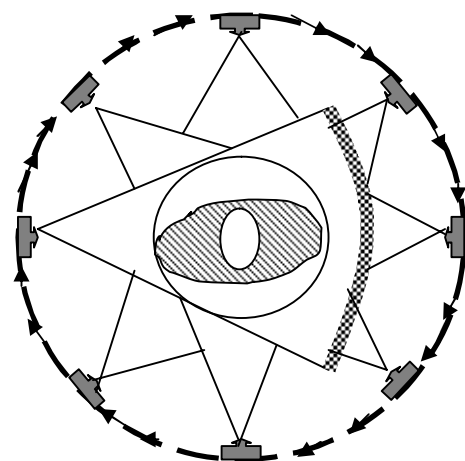


Рис. 3. Схема томографа третьего поколения

(дыхание и др.) томограф 3-го поколения должен обеспечивать достаточно высокую скорость сканирования пациента.

Имеющиеся на то время рентгеновские трубки были диодными. По заказу ИПРИ НАН Украины в Ленинградском КБ «Светлана» была разработана принципиально новая трехэлектродная мощная импульсная рентгеновская трубка напряжением 140 кВ. Сотрудниками Отдела специализированных средств моделирования осуществлялось сопровождение разработки. Высокая теплоемкость анода и хорошее охлаждение обеспечили возможность непрерывной работы при сканировании нескольких срезов. Стабильность высоковольтного источника питания (руководитель разработки источника — член-корреспондент НАН Украины В.Е. Тонкаль) в сочетании с сеточным управлением с малым временем нарастания и спада обеспечили постоянство спектрального состава рентгеновского излучения при задании нужной длительности импульса.

В качестве детектора использовалась разработанная в отделе 300-канальная ксеноновая ионизационная камера (М.В. Синьков, В.Д. Сапрыкин, А.И. Закидальский) [14]. Была разработана 300-канальная система сбора данных (ССД) для регистрации импульсных токов ксенонового детектора (длительность 1–5 мс, период 20 мс, максимальный уровень сигнала порядка 0,5 мкА). В силу малости входного сигнала каждый канал был реализован на отдельном операционном усилителе, осуществляющем интегрирование входных токов. Напряжения группы интеграторов поочередно преобразовывались в двоичный цифровой код. АЦП был построен по двухступенчатой схеме и обеспечивал преобразование интегрированных сигналов (максимальное значение) с точностью 15,5 двоичных разрядов (А.И. Закидальский, Б.Л. Осовец).

Окончательный результат реконструкции сечения в значительной степени определяется адекватностью принятых допущений и качеством алгоритма, эффективностью реализации программы на данном вычислительном устройстве.

Первые программы при реконструкции модельного фантома для матрицы размером 256×256 требовали десятки часов работы ЭВМ СМ-4. Разработка новых подходов в реализации «сверточных» алгоритмов и использование в узких местах программ на ассемблере дали возможность сократить время реконструкции на СМ-4 до десятков минут [15]. Подключение к СМ-4 в качестве арифметического расширителя МТ-70 обеспечило реконструкцию одного сечения за время около двух минут.

Доводка экспериментального образца компьютерного томографа проводилась в 1989–1990 гг. в Киевском НИИ рентгенрадиологии Министерства здравоохранения Украины. В тот период времени директором института был доктор медицинских наук, профессор А.И. Позмогов, который способствовал быстрому решению всех научных вопросов и активно помогал в проведении научных исследований. После завершения испытаний в 1990 г. разработанный томограф был передан для организации серийного производства на приборостроительный завод Челябинск-70.

Как рассказывают М.В. Синьков и А.И. Закидальский, сдача томографа заказчику проходила следующим образом: «Тестирование экспериментального образца проводилось настолько успешно, что вызывало у заказчика удивление и недоверие. Заказчики даже предположили, что реконструкция стандартного амери-

канского фантома была проведена заранее и хранилась в памяти компьютера, а во время испытания на дисплей вызывались нужные рисунки. Наступившее тягостное молчание прервал один из главных конструкторов заказчика, который предложил свой зимний сапог поставить вместо фантома. Через 2 минуты на дисплее появилось сечение сапога (рис. 4). При этом обнаружилось, что подошва сапога состояла из клееных резиновых слоев. На изображении, полученном в ходе эксперимента, хорошо были видны клееные слои, что вызвало бурный восторг окружающих. Так был сдан в серийное производство компьютерный томограф 3-го поколения СТ-Киев».



Рис. 4. Сапог и его томограмма. Они спасли компьютерную томографию в Украине

Дальнейшее развитие томографических систем идет путем увеличения числа параллельных информационных каналов и сокращения доли механического движения в процессе сканирования [1]. В томографах четвертого поколения (рис. 5) используется неподвижная круговая детекторная система. В таких вычислительных томографах значительно упрощается механическая система сканирования. Вращается только источник излучения, что значительно уменьшает габариты и вес механических устройств.

В этот же период начали появляться разработки компьютерных томографов для исследования промышленных изделий. На первых этапах для этих целей стали применять компьютерные томографы третьего-четвертого поколений из числа тех, что были предназначены для медицинского направления. Но сравнительно невысокие энергетические характеристики (до 150 кэВ) не

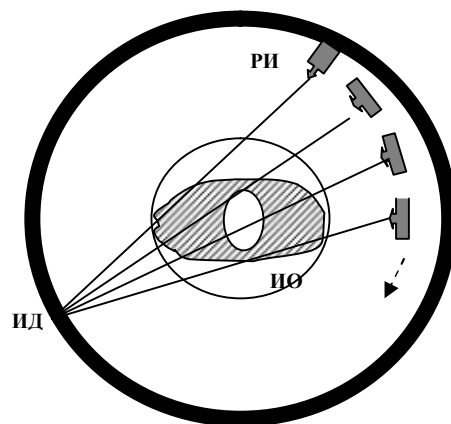


Рис. 5. Схема томографа четвертого поколения

позволяли широко применять их в промышленности. Эти разработки, с одной стороны, развивались в микротомографию, а с другой — в томографию высокоэнергетического направления. Такие томографы могли «прошивать» толстые слои металла, что важно для изделий энергомашиностроения и военного назначения. Сейчас компьютерная томография широко используется для неразрушающего контроля промышленных изделий, причем круг объектов, требующих томографических исследований, постоянно расширяется. Современное развитие промышленной томографии связано с исследованием габаритных или движущихся объектов. При решении этих задач возникают новые требования к характеристикам томографических систем.

Для получения информации о многих срезах с помощью компьютерных томографов третьего-четвертого поколений необходимо многократно выполнять циклы разгона–стабилизации–торможения сканирующей системы, что приводит к значительному времени сбора данных. В томографах на основе геликоидального движения [16] для сканирования всего объекта системе источник–детектор задается непрерывная легко стабилизируемая скорость. Это позволяет существенно ускорить сбор данных, эффективнее использовать тепловой ресурс рентгеновской трубки, а также существенно увеличить зону сканирования. Практически подавляющее большинство разрабатываемых за последнее десятилетие томографов медицинского назначения и значительная часть промышленных томографов используют геликоидальное движение.

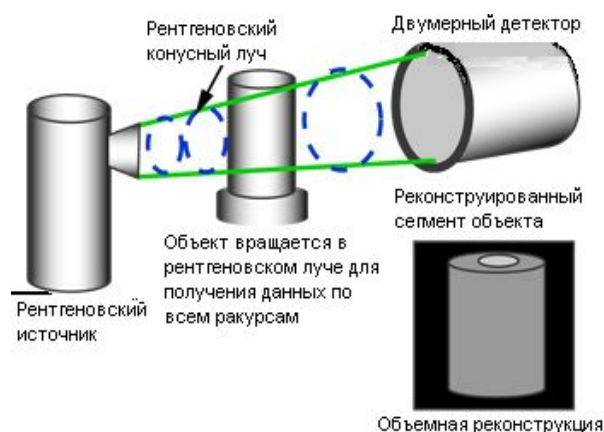


Рис. 6. Схема сканирования объекта конусным лучом и двумерной матрицей детекторов

В последние десятилетия XX века и в настоящее время активно развивается трехмерная реконструктивная томография [16–18] по данным в конусе лучей (рис. 6). Основными приложениями томографов такого типа являются неразрушающая диагностика промышленных изделий, медицинская диагностика, реконструкция объектов в электронной микроскопии.

Томографы, использующие конусный луч и двумерную матрицу детекторов, обладают рядом преимуществ:

- позволяют эффективнее использовать излучение рентгеновских источников;
- приводят к заметному снижению времени сбора данных за счет одновременного сканирования выбранной зоны восстановления;
- обладают высокой разрешающей способностью.

Большой объем вычислений, необходимый в трехмерной томографии, требует разработки быстрых алгоритмов для экспресс-анализа тестируемых объектов.

Традиционные точные алгоритмы объемной реконструкции в конусных пучках были разработаны на основе теории, развитой Смитом [19], Туем [20], и Грангейтом [21]. Эти точные алгоритмы предполагают, что исследуемый объект пол-

ностью лежит в конусном пучке, регистрируемом 2D-детектором. Такие ограничения подобных алгоритмов не позволяют восстанавливать подавляющее большинство реальных объектов из-за их размеров.

В идеальном случае, когда проекционные данные полные, последовательные и не зашумленные, рекомендуется использовать точные методы реконструкции. На практике не всегда эти условия выполняются, что значительно ухудшает качество получаемых изображений и затрудняет применение точных алгоритмов объемной реконструкции. Кроме того, эти алгоритмы имеют очень низкое быстродействие. Например, объемная реконструкция объекта с использованием различных точных алгоритмов для матрицы размером $256 \times 256 \times 256$ потребовала от 4-х до 7-и часов работы рабочей станции SUN SPARC ULTRA-1 [22].

По сравнению с точными, приближенные алгоритмы трехмерной реконструкции объекта имеют некоторые преимущества:

- 1) допускается неполная геометрия сканирования;
- 2) возможен частичный охват объекта конусным лучом;
- 3) достигается высокая производительность обработки данных, так как при частичном охвате объекта конусным лучом уменьшается количество обрабатываемых данных;
- 4) повышается качество получаемого изображения за счет снижения уровня шумов и уменьшения количества артефактов.

В ИПРИ в 1994–2001 гг. коллективом Отдела специализированных средств моделирования также проводилась разработка алгоритмов объемной реконструкции объектов в конусных лучах [23, 24]. В разработке этих алгоритмов опирались на метод Фельдкамп для круговой траектории сканирующей системы. Предложенная модификация этого алгоритма для реконструкции в конусных лучах позволила уменьшить количество арифметических операций на вклад до количества операций в алгоритмах с использованием параллельных лучей.

Использование многорядной детекторной системы значительно увеличивает производительность обработки данных, но при этом повышает стоимость томографа в связи с очень высокой ценой детекторов. В современных томографических системах в качестве двумерной матрицы детекторов часто используется рентгенооптический преобразователь [25], который оптически состыкован с цифровой видеокамерой. Рентгенооптические системы преобразуют рентгеновские лучи в видимое изображение.

Такие матрицы детекторов обеспечивают регистрацию лучей конусного пучка в широком динамическом диапазоне изменения сигнала (2^{10} – 2^{14}) с исключительно высоким пространственным разрешением (до 4096×4096 пикселей). Однако размеры входного окна рентгенооптического преобразователя не позволяют сканировать объекты с габаритными размерами более 15–25 см. В связи с этим весьма актуальной задачей стала разработка алгоритмов реконструкции больших объектов при частичном охвате детекторной системой объекта сканирования.

В 2002–2006 гг. в Отделе специализированных средств моделирования изучались и разрабатывались алгоритмы реконструкции при частичном охвате объекта измерительной системой [26–29]. Использование этих алгоритмов позволяет расширить область применения детекторных систем на базе рентгенооптического преобразователя для исследования более габаритных изделий.

Исследования показали принципиальную возможность получения всей необходимой для реконструкции информации, независимо от размеров матрицы детекторов, за счет многократного вращения большого объекта вокруг соответственно выбранных центров. Приведенные формулы определения координат центров вращения и начальных значений углового положения объекта позволяют сформировать проекционные данные для 100 % охвата. Малость угла конусного пучка позволяет успешно применить модификацию алгоритма Фельдкамп для цилиндрического детектора и получить хорошее качество реконструкции.

В рассматриваемый период в отделе было предложено использовать избыточность проекционных данных для двойного сокращения числа требуемых сканирований. Подход эффективен для объектов с осевой симметрией. В большинстве практических случаев можно добиться хорошей реконструкции за счет выбора центра вращения объекта.

Основное внимание было уделено алгоритмам реконструкции при половинном охвате объекта сканирующей системой [28]. Предложено для полного сбора данных использовать проекционные данные от сканирования вокруг двух центров вращения объекта.

Проведенное моделирование показало, что в большинстве случаев при сканировании целесообразно ограничиться вращением объекта вокруг единственного центра [29]. Для кардинального улучшения качества реконструкции в этом случае предложено увеличить угол охвата объекта до ~55 %.

На основе метода интегрирования вдоль заданного направления разработан алгоритм объемной реконструкции с преобразованием проекционных данных конусного пучка в набор данных параллельных веерных слоев (PR_PAR) [30, 31]. Алгоритм обеспечивает максимальное быстродействие. Его применение при 100 % перекрытии зон сканирования обеспечивает высокое быстродействие при хорошем качестве реконструкции длинных объектов. Во всех предложенных алгоритмах за счет организации вычислений удалось в несколько раз сократить приведенное количество операций на вклад и даже при 100 % перекрытии ограничиться только тремя операциями на вклад (рис. 7).

Наиболее новые, проводимые в Отделе разработки, связаны с развитием алгоритмов вычисления свертки [33, 34]. Повышение эффективности вычисления свертки в алгоритме томографической реконструкции было достигнуто следующими методами:

— использование комплексного БПФ (быстрое преобразование Фурье) одновременно двух действительных последовательностей, одна из которых рассматривается как чисто мнимая, позволяет вдвое уменьшить количество операций;

— представление ядра после добавления требуемого числа нулевых отсчетов в виде четной функции дает возможность при умножении спектров в 6 раз сократить количество операций за счет замены комплексных умножений действительными;

— сокращение длины кольцевой свертки за счет некоторого наложения сигналов вне зоны интереса позволяет в ряде случаев дополнительно вдвое снизить период БПФ, сохраняя при этом допустимую погрешность.

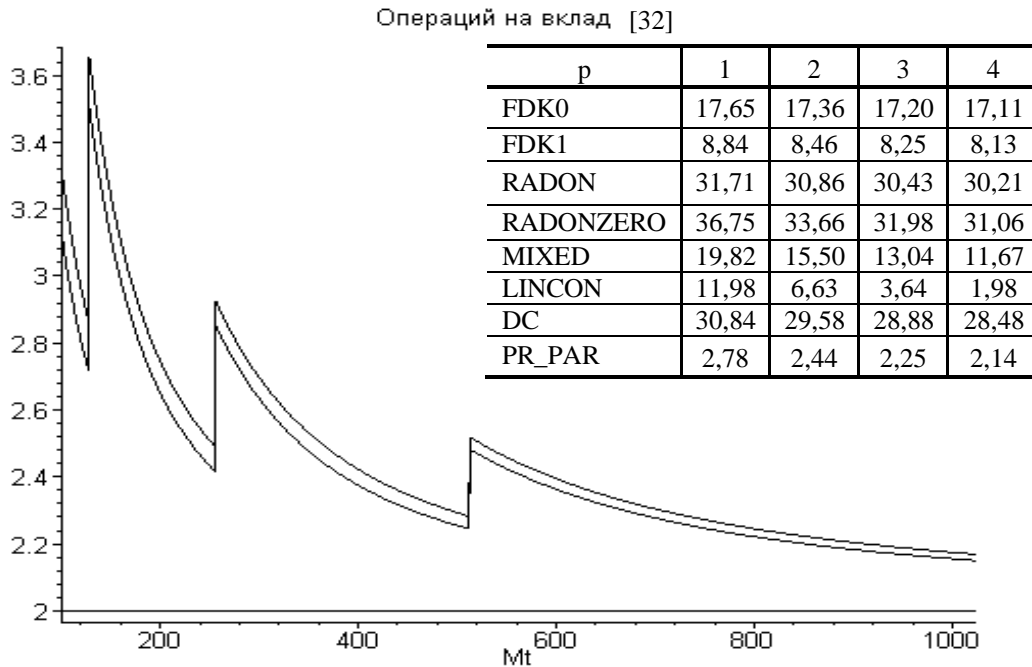


Рис. 7. Количество операций на вклад для произвольного размера матрицы в алгоритме PR_PAR

При длине входной последовательности $\approx 2^p$ для получения одного отсчета свертки необходимо выполнить примерно $10 \cdot p$ операций с плавающей точкой (flops). Переход от БПФ по основанию 2 к БПФ по смешанному основанию (Сплит-радикс 4/2) улучшает оценку до $\approx 8 \cdot p$ flops. Разработанный алгоритм выполнения одномерной свертки с помощью двумерного БПФ, использующего 4d гиперкомплексные коммутативные числовые системы, дает возможность еще сократить число операций на $\approx 20\%$.

На основании рассмотренных выше алгоритмов был разработан весь комплекс необходимых программ [35] от создания математического фантома до визуализации и измерения результатов реконструкции для произвольных сечений и профилей (рис. 8). Моделирование показало высокое качество реконструкции даже таких сложных объектов, как фантом Шеппа–Логана.

Использование предложенных приближенных алгоритмов позволяет реконструировать объекты, размеры которых существенно больше матрицы детекторов. При этом заметно сокращается время реконструкции. При использовании точного алгоритма Кацевича [36] объемная реконструкция фантома головы для матрицы $400 \times 400 \times 200$ требует 2,9 часа (Alpha 21264, 667 МГц, 512 Мб).

Разработанные алгоритмы позволяют существенно ускорить процесс реконструкции. Так, объемная реконструкция фантома Шеппа–Логана для матрицы размером $300 \times 300 \times 121$ при использовании предлагаемого алгоритма требует около 4-х мин. 20-ти сек. (Персональный компьютер, процессор Pentium-4, 3 ГГц, 512 Мб.). Приведенная скорость работы предлагаемого алгоритма более чем на порядок превышает скорость работы точного алгоритма Кацевича, обеспечивая качественную реконструкцию в режиме реального времени.

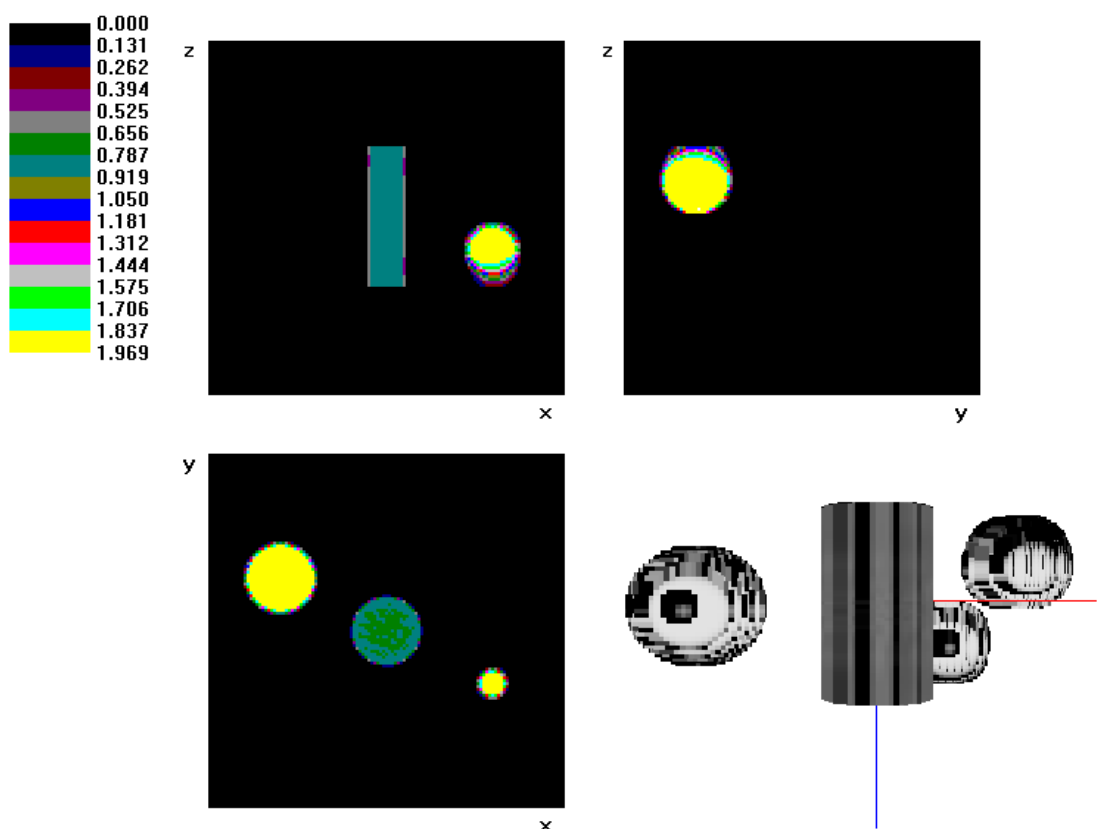


Рис. 8. Пример объемной реконструкции объекта. Трехмерное изображение и сечения

Как следует из вышеизложенного, компьютерная томография за рассматриваемый период времени прошла ряд сложных этапов своего развития. Представляется, что эти достижения станут основой дальнейшего прогресса в этом направлении. Полученные в ИПРИ НАН Украины результаты в области компьютерной томографии уверенно выводят Украину на ведущее место среди стран СНГ и ближнего зарубежья.

1. Терновой К.С., Синьков М.В. Закидальский А.И., Яник А.Ф. и др. Введение в современную томографию. — К.: Наук. думка, 1983.
2. Cormack A.M. Representation of a Function by Its Line Integrals, with Some Radiological Applications // J. Appl. Phys. — 1963. — 34. — P. 2722–2727.
3. Mayer K. Zur Tomographie // Fortschr. Röntgenstr. — 1935.
4. Grossmann G. Tomographie I (Röntgenographische Darstellung von Körperschichten) // Ibid. — 1935.
5. Феоктистов В.И. Теория томографии // Вестник рентгенологии и радиологии. — 1938. — Вып. 3.
6. Овоцников М.С. Физико-техническое обоснование томофлюорографии // Вопросы томофлюорографии и томографии. — 1950.

7. *Овощников М.С.* Новые аппараты и методы рентгенологического исследования. — К.: Госмедиздат УССР, 1962.
8. *Тетельбаум С.И.* О методе получения объемных изображений при помощи рентгеновского излучения // Известия Киевского ордена Ленина политехнического института. — 1957. — Т. XXII.
9. *Коренблюм Б.И., Тетельбаум С.И., Тютин А.А.* Об одной схеме томографии // Изв. вузов МВО. Радиофизика. — 1958. — № 3.
10. *Computed Tomography. Its History and Technology.* // Siemens AG, Medical Solutions, Siemensstr. — Forchheim (Germany). — 2005. — 1, D-91301.
11. *Rohrer M., Multislice-CT Technology* // Extracted from: Kalender, Willi A. *Computed Tomography.* — Wiley-VCH. — 2000.
12. *Sinkov M.* Ukrainian Competence Network for the Development of Industrial CT-Scanner // 6th European Conference on Non Destructive Testing. — Nice Acropolis (France). — 1994, 24-28 October. — P. 973-974.
13. *Sinkov M.V., Zakidalsky A.I., Janik A.F., Kosinsky V.I.* Applications of Parallel Operations for Image Reconstruction in Computerized Tomography // Proc. SPIE. — 1997. — Vol. 3055. — P. 315-318.
14. *Сапрыкин В.Д., Синьков М.В.* Вопросы детектирования сигналов в рентгеновской вычислительной томографии // Электронное моделирование. — 1982. — № 5. — С. 45-50.
15. *Синьков М.В., Закидальский А.И., Радванский С.Л.* Об одном способе приближенного вычисления свертки в вычислительной томографии // Электронное моделирование. — 1987. — № 1. — С. 23-26.
16. *Henrik Turbell, Cone-Beam Reconstruction Using Filtered Backprojection, Dissertation № 672, Linkoping Studies in Science and Technology (Sweden), 2001.*
17. *Хермен Г.* Восстановление изображений по проекциям. Основы реконструктивной томографии: Пер. с англ. — М.: Мир, 1983.
18. *Feldkamp L.A., Davis L.C., Kress J.W.* Practical Cone-Beam Algorithm // J. Opt. Soc. Am. — 1984. — Vol. 1(6).
19. *Smith B.D.* Image Reconstruction from Cone-Beam projections: Necessary and Sufficient Conditions and Reconstruction Methods // IEEE Trans. Med. Imaging. — 1985. — Vol. 4. — P. 4-28.
20. *Tuy H.* An Inversion Formula for Cone-Beam Reconstruction // SIAM J. Appl. Math. — 1983. — Vol. 43. — P. 546-552.
21. *Grangeat P.* Analyze d'un Systeme d'Imagerie 3D Par Reconstruction a Partir de Radiographies X en Geometrie Conique. These de doctorat. Ecole Nationale Superieure des Telecommunications, 1987.
22. *Tang X., Hsieh J., Hagiwara A., Nilsen R.A., Thibault J.B., Drapkin E.* A Three-Dimensional Weighted Cone-Beam Filtered Backprojection (CB-FBP) Algorithm for Image Reconstruction in Volumetric CT Under a Circular Source Trajectory // Phys. Med. Biol. — 2005, Aug 21. — 50(16). — 3889-3905.
23. *Sinkov M.V., Zakidalsky A.I., Chapor A.A., Sinkova T.V., Stukalenko P.I.* Study and Choice of method for Solving 3D Reconstruction Problem in Tomography. // Proc. 7th ECNDT. — Copenhagen. — May 1998. — Abstracts. — P. 378 + Proceedings. — Vol. 3. — P. 2529-2534.
24. *Синьков М.В., Чапор А.А.* Исследование методов реконструкции конической томографии и их эквивалентности // Реєстрація, зберігання і оброб. даних. — 1999. — Т. 1, № 3-4. — С. 36-44.

25. Самбыкина Э.Е., Цыбульская Е.А. Практические аспекты реализации алгоритмов объемной реконструкции контрастных объектов // Реєстрація, зберігання і оброб. даних. — 2003. — Т. 5, № 2. — С. 10–17.
26. Синьков М.В., Закидальский А.И. Избыточность проекционных данных и пути ее использования для повышения эффективности промышленных томографов // Реєстрація, зберігання і оброб. даних. — 2003. — Т. 5, № 2. — С. 85–93.
27. Закидальский А.И., Самбыкина Э.Е. Сравнительный анализ алгоритмов объемной реконструкции для различных схем сканирования // Реєстрація, зберігання і оброб. даних. — 2003. — Т. 5, № 1. — С. 61–68.
28. Синьков М.В., Закидальский А.И. Объемная реконструкция «больших» объектов на томографах с ограниченной по размерам матрицей детекторов // Реєстрація, зберігання і оброб. даних. — 2003. — Т. 5, № 3. — С. 18–25.
29. Синьков М.В., Закидальский А.И., Самбыкина Э.Е., Цыбульская Е.А. Разработка алгоритмов объемной реконструкции «больших» объектов // Реєстрація, зберігання і оброб. даних. — 2003. — Т. 5, № 4. — С. 43–50.
30. Закидальский А.И., Цыбульская Е.А. Преобразование конусного пучка в квазипараллельные слои веерного типа для повышения производительности реконструкции томографических изображений // Реєстрація, зберігання і оброб. даних. — 2004. — Т. 6, № 2. — С. 27–32.
31. Синьков М.В., Закидальский А.И., Цыбульская Е.А. Алгоритмическая и программная реализация алгоритма преобразования конусных проекций // Реєстрація, зберігання і оброб. даних. 2006. — Т. 8, № 1. — С. 31–33.
32. Jacobson C. Fourier Methods in 3D Reconstruction from Cone-Beam Data / Department of Electrical Engineering: Dissertation. — Linköping. — 1996. — N 427. — 255 p.
33. Закидальский А.И., Цыбульская Е.А. Реализация свертки с помощью рекурсивных процедур для реконструкционного 3D алгоритма // Реєстрація, зберігання і оброб. даних. — 2005. — Т. 7, № 2. — С. 29–36.
34. Закидальский А.И., Цыбульская Е.А. Быстрая свертка на основе БПФ // Реєстрація, зберігання і оброб. даних. — 2005. — Т. 7, № 3. — С. 62–70.
35. Цыбульская Е.А. Моделирование высокопроизводительного томографического алгоритма реконструкции промышленных объектов // Реєстрація, зберігання і оброб. даних. — 2005. — Т. 7, № 4. — С. 54–57.
36. Kudo, Rodet, Noo, Defrise. Exact and Approximate Algorithms for Helical Cone-Beam CT. — 2004, April 27.

Поступила в редакцию 20.07.2007