

К ВОПРОСУ ПОЛУЧЕНИЯ ОБЪЕМНЫХ ИЗОБРАЖЕНИЙ В РЕНТГЕНОВСКОЙ КОМПЬЮТЕРНОЙ ТОМОГРАФИИ

Е.Н. Симонов, Д.В. Аврамов

Южно-Уральский государственный университет, филиал в г. Кыштыме

Статья посвящена методам получения объемных изображений в рентгеновской компьютерной томографии. Описан метод томографического исследования, начиная со сканирования объекта исследования измерительной системой – томографом, и заканчивая выводом полученной информации на экран. Приведен анализ существующих методов реконструкции (восстановления) изображений по проекционным данным, включая «классическую» реконструкцию в веерном пучке излучения и трехмерную реконструкцию в конусном пучке излучения. В частности, как самые распространённые, рассматриваются метод обратного проецирования с фильтрацией сверткой при веерной схеме сканирования и алгоритм Фельдкамп при конусной схеме сканирования. Дан сравнительный анализ вычислительных затрат для двумерной и трёхмерной реконструкции. Авторы отмечают, что получение непосредственно трехмерного массива данных при трехмерной реконструкции изображений не только ведет к уменьшению необходимого количества вычислений, но и может эффективно использоваться при дальнейшей обработке и объемной визуализации. Рассматриваются различные методы визуализации трехмерных массивов данных, используемые в рентгеновской компьютерной томографии. Приведены достоинства и недостатки каждого метода. Дано подробное описание алгоритма объемной визуализации (объемного рендеринга) как наиболее предпочтительного метода визуализации трехмерных данных.

Ключевые слова: компьютерная томография, трехмерная визуализация.

Введение

В компьютерной томографии (КТ) процесс получения информации об исследуемом объекте можно разделить на три этапа. На первом этапе производится сканирование объекта измерительной системой – компьютерным томографом. В рентгеновской КТ через объект проходит рентгеновское излучение и, ослабляясь, попадает на сеть детекторов. Совокупность измеренных детекторами величин при различных ракурсах излучения составляет проекционные данные, которые и являются результатом работы измерительной системы.

На втором этапе происходит восстановление или реконструкция изображения по проекционным данным. В сущности, реконструкция изображения заключается в определении искомой физической величины, которая лежит в основе принципа томографического исследования. Для рентгеновской КТ искомой физической величиной является линейный коэффициент ослабления рентгеновского излучения в объекте. Причем принципы математической обработки данных при восстановлении изображения по проекциям тесно связаны с вариантами построения структур компьютерных томографов. Результатом работы алгоритмов реконструкции являются значения линейного коэффициента ослабления в определенных точках объекта, часто представляемых в числах Хаунсфилда.

На третьем этапе осуществляется вывод полученной информации на экран монитора или на рентгеновскую пленку. Именно эту информацию видят и используют пользователи. В простейшем случае данная задача сводится к переводу измеренной физической величины в экранные величины, в частности, в оттенки серого. Однако с развитием вычислительной техники и компьютерной графики все большую популярность приобретают методы визуализации объемных изображений, которые позволяют выводить на экран всю полученную информацию об объекте, а также проводить различные манипуляции над ней.

1. Реконструкция двумерных изображений в рентгеновской КТ

При двумерном методе реконструкции (т. е. в тонком параллельном или веерном пучке излучения), что мы имеем на современном этапе развития томографии, объемное изображение получается трансформацией отдельных двумерных томограмм (слоев) в некий куб, который несет всю информацию об объемном изображении.

Конкретная реализация вычислительного алгоритма реконструкции зависит от схемы сканирования, реализованной в компьютерном томографе. Исторически первой схемой сканирования была параллельная. В этой схеме рентгеновские лучи рассматриваются как параллельно идущие от источника к детектору. Проекционные данные при параллельной схеме сканирования можно описать двумя параметрами: l – расстояние от начала координат до рассматриваемого луча и θ – угол наклона луча.

Математической основой реконструкции изображений является преобразование Радона, которое определяет взаимосвязь между проекционными данными $p(l, \theta)$ и искомым коэффициентом ослабления $\mu(x, y)$ [1, 2]:

$$p(l, \theta) = \int \mu(x, y) \delta(x \cos \theta + y \sin \theta - l) dx dy, \quad (1)$$

где l – расстояние от начала координат до рассматриваемого луча; θ – ракурс облучения; x, y – координаты дискретных точек изображения.

Для параллельной геометрии рентгеновских лучей и закона ослабления Бугера – Ламберта – Бера справедливо равенство

$$p(l, \theta) = -\ln \frac{I_{l, \theta}}{I_{0, \theta}},$$

где $I_{l, \theta}$ – интенсивность излучения на детекторе после прохождения луча через объект исследования при заданных (l, θ) ; $I_{0, \theta}$ – интенсивность излучения источника при заданных θ .

Коэффициент ослабления определяется формулой обращения [1, 3]

$$\mu(x, y) = -\frac{1}{4\pi^2} \int_0^{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} \frac{1}{(l-l_1)^2} p(l, \theta) dl d\theta. \quad (2)$$

Часто $\mu(x, y)$ измеряется в величинах Хаунсфилда (Hv):

$$Hv(x, y) = \frac{\mu(x, y) - \mu_{\text{воды}}}{\mu_{\text{воды}}} 1000.$$

Основной проблемой при реконструкции изображений является то, что полученные Радоном уравнения (1) и (2) неустойчивы к малым изменениям. Это означает, что уравнения Радона будут справедливы лишь при точно заданных проекционных данных $p(l, \theta)$. На практике же проекционные данные никогда не бывают точными из-за действия шума и дискретизации. Игнорирование данных фактов приведет к неудовлетворительному качеству восстановленных изображений.

Попытки обойти этот недостаток привели к появлению целого ряда разнообразных алгоритмов реконструкции. Одним из самых популярных аналитических алгоритмов реконструкции является сверточный алгоритм [3] или алгоритм обратного проецирования с фильтрацией сверткой [1, 2]. Достоинствами данного алгоритма называют простоту вычислений, высокую вычислительную эффективность, высокую точность [3].

Сверточный алгоритм определяется на основании проекционной теоремы и с учетом аппроксимации с ограниченной с помощью функции окна $W(\omega)$ шириной спектра, где ω – пространственная частота.

Сверточный алгоритм определяется выражениями:

$$\tilde{\mu}(x, y) = \int_0^{\pi} \int_{-T}^T p(l, \theta) g(x \cos \theta + y \sin \theta - l) dl d\theta; \quad (3)$$

$$g(l) = \int_{-1/2\Delta l}^{1/2\Delta l} |\omega| \cdot W(\omega) \exp(-i2\pi\omega l) d\omega, \quad (4)$$

где Δl – расстояние между единичными детекторами.

Полученные выражения и составляют основу метода реконструкции – метода свертки и обратного проецирования для параллельных лучей. Внутренний интеграл в первом выражении представляет собой свертку двух функций, а внешний – обратное проецирование.

Схемы сканирования с параллельной формой лучей использовались в компьютерных томографах первого и второго поколений. Основным ее недостатком является низкое быстродействие. В современных системах КТ параллельная схема томографии уже не используется [2].

На сегодняшний день широкое распространение получила схема сканирования с веерной геометрией луча, которая является более предпочтительной с точки зрения быстродействия. Каждый луч рассматривается как элемент множества расходящихся лучей (γ, β) , где β задает положение источника излучения, а γ – угол между рассматриваемым лучом и прямой, соединяющей источник и центр окружности (рис. 1) [1].

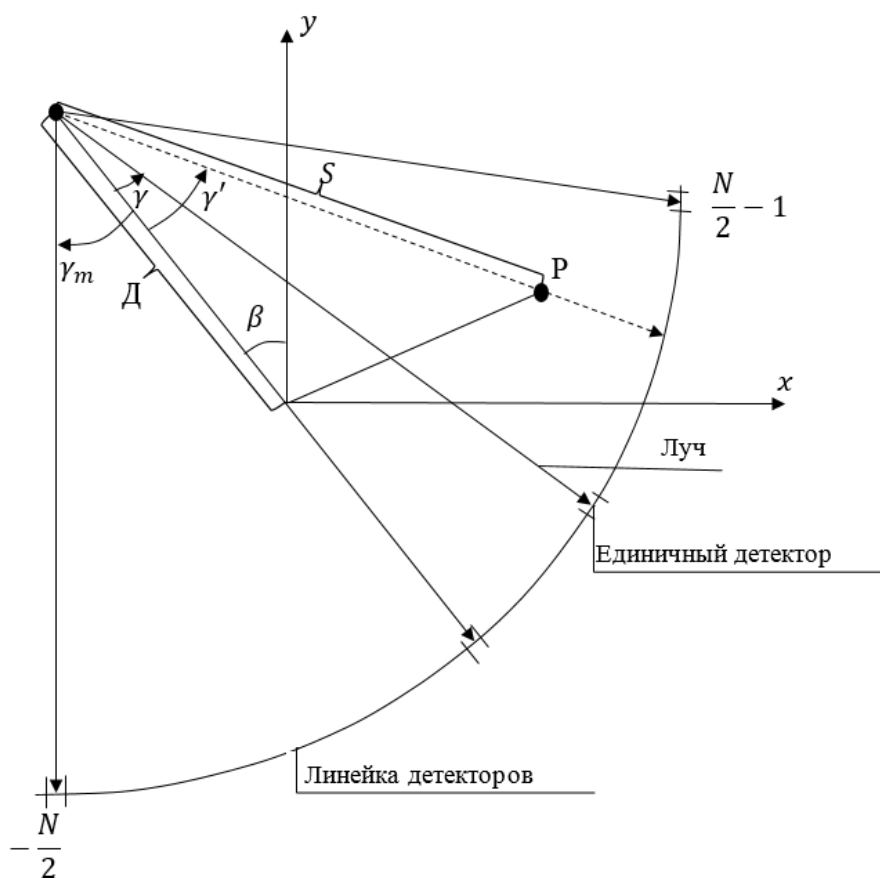


Рис. 1. Веерная геометрия сканирования

Метод интегральных преобразований восстановления изображения для веерной схемы, изображенной на рис. 1, можно рассматривать как модификацию параллельной схемы [1]:

$$\tilde{u}(x, y) = \frac{1}{2} \int_0^{2\pi} \frac{1}{S^2} d\beta \int_{-\gamma_m}^{\gamma_m} \bar{p}(\gamma, \beta) \tilde{g}(\gamma' - \gamma) d\gamma, \quad (5)$$

где $\bar{p}(\gamma, \beta) = p(\gamma, \beta) D \cos \gamma$ – модифицированная проекция; $\tilde{g}(\gamma' - \gamma) = g(\gamma' - \gamma) \frac{\gamma^2}{\sin^2(\gamma' - \gamma)}$ – мо-

дифицированное ядро; $g(\gamma) = \int_{-1/2\Delta l}^{1/2\Delta l} |\omega| \cdot W(\omega) \exp(-i2\pi\omega\gamma) d\omega$ – немодифицированное ядро;

D – расстояние от источника до центра вращения; S – расстояние от источника до исследуемой точки P; γ_m – максимальный угол, охватываемый линейкой детекторов.

Как и прежде внутренний интеграл полученного выражения (5) является сверткой, а внешний – обратным проецированием.

В [1] показано, что если для определенности взять одинаковыми количество детекторов l_i , $i \in (1; 512)$, ракурсов θ_j , $j \in (1; 512)$, количество пикселей по обеим осям x и y (512×512), то количество операций умножения для получения одной томограммы потребуется провести $\approx 2,6 \cdot 10^8$. А для получения объемного изображения, составленного из отдельных томограмм (слоев по оси z), количеством, например, 512, необходимо получить куб значений $\mu(x, y, z)$ размером $512 \times 512 \times 512$. При этом потребуется провести операций умножения порядка $\approx 2,6 \cdot 10^8 \times 5 \cdot 10^2 \approx 1,3 \cdot 10^{11}$. Алгоритм получения куба значений $\mu(x, y, z)$ для метода двумерной реконструкции томографического изображения будет выглядеть следующим образом.

1. Получение значений проекционных данных $g(\gamma, \beta)$.
2. Получение матрицы томографического изображения (слоя), т. е. значений $\mu(x, y)$ по формуле (5).
3. Получение объемного куба данных $\mu(x, y, z)$, составленного из m томографических изображений (слоев), друг за другом расположенных по оси z .

2. Трехмерная реконструкция изображений в рентгеновской КТ

Сравнительно новым методом является трехмерная реконструкция с применением схемы сканирования с конусной геометрией луча. Охват большого числа детекторов ведет к значительному повышению скорости сканирования, а возможность реконструировать не только отдельные слои, но и весь объемный исследуемый объект потенциально можно эффективно использовать при дальнейшей обработке и визуализации информации.

Для случая трехмерной реконструкции следует определить двумерную конусную проекцию как распределение интенсивности прошедшего излучения по поверхности двумерного детектора. Согласно [4] уравнение конусной проекции записывается следующим образом:

$$f_s(\mathbf{q}) = \ln \left(\frac{I_0}{I(\mathbf{q})} \right), \quad (6)$$

$$\mathbf{q} = (r_s + r_d) \left(\frac{\mathbf{S}}{r_s} - \frac{\mathbf{n}}{|\cos(\mathbf{S}, \mathbf{n})|} \right). \quad (7)$$

где \mathbf{S} – точка, в которой расположен источник излучения; I_0 – интенсивность излучения источника; r_s и r_d – расстояния от начала координат до источника и детектора соответственно; $I(\mathbf{q})$ – интенсивность, зарегистрированная на детекторе в точке, имеющей на нем двумерную координату \mathbf{q} ; \mathbf{n} – вектор, задающий направление из источника на точку с координатой \mathbf{q} ; (\mathbf{S}, \mathbf{n}) – угол между векторами \mathbf{S} и \mathbf{n} . Интегрирование ведется по участку луча, проходящему внутри объекта. Определение конусной проекции поясняет рис. 2.

Наиболее популярным алгоритмом реконструкции для конусной схемы томографии является алгоритм Фельдкампфа, дающий приближенное решение [2, 4, 5]. Согласно [4] он определяется следующими выражениями:

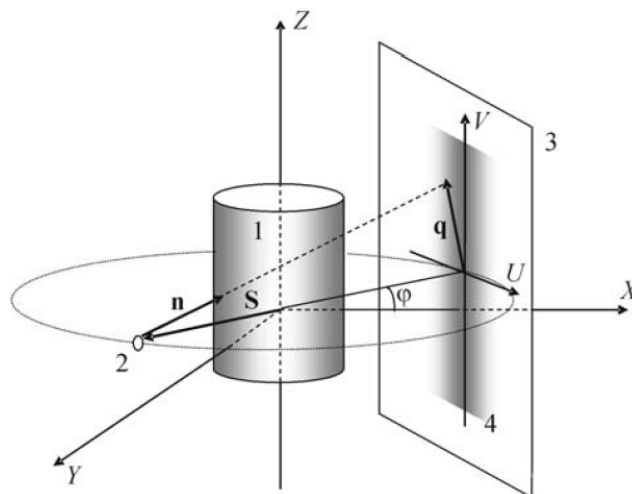


Рис. 2. Схема получения двумерной конусной проекции: 1 – исследуемый объект; 2 – источник зондирующего излучения; 3 – детектор; 4 – проекция

$$\mu(x, y, z) = \frac{1}{4\pi^2} \int_0^{2\pi} \frac{(r_s + r_d)^2 \tilde{f}(\varphi, U(x, y, z), V(x, y, z))}{(r_s + r_d + x \cos \varphi + y \sin \varphi)^2} d\varphi, \quad (8)$$

где

$$U(x, y, z) = \frac{(r_s + r_d)(y \cos \varphi - x \sin \varphi)}{(r_s + x \cos \varphi + y \sin \varphi)}, \quad (9)$$

$$V(x, y, z) = \frac{(r_s + r_d)z}{(r_s + x \cos \varphi + y \sin \varphi)}; \quad (10)$$

$$\tilde{f}(\varphi, U, V) = \int_{-\infty}^{+\infty} \Phi_U(U - U') dU' \int_{-\infty}^{+\infty} \frac{r_s^2 \Phi_V(V - V')}{(r_s + r_d) \sqrt{(r_s + r_d)^2 + U'^2 + V'^2}} dV'; \quad (11)$$

$$\Phi_U(U) = \int_0^{\omega_{U_0}} \omega e^{i\omega U} d\omega; \quad (12)$$

$$\Phi_V(V) = \frac{\sin(\omega_{V_0} V)}{\pi V}. \quad (13)$$

Уравнение (8) представляет собой обратное проецирование фильтрованных двумерных проекций $\tilde{f}(\varphi, U, V)$, $\varphi = \text{const}$. Фильтрация производится посредством свертки с функциями $\Phi_U(U)$ и $\Phi_V(V)$.

Согласно [4], при достаточно большом количестве детекторов N и ракурсов облучения M , количество операций, затрачиваемое на реконструкцию на кубической сетке размерностью $N \times N \times N$ алгоритмом Фельдкамп, определяется как $N_{Fld} \sim MN^3$ [4].

Таким образом, при $N = M = 512$ количество необходимых операций умножения будет составлять около $6,8 \cdot 10^{10}$, что почти на порядок меньше, чем при двумерной реконструкции ($1,3 \cdot 10^{11}$). Приведенные результаты иллюстрируют лучшее быстродействие трехмерных методов реконструкции трехмерных объектов по сравнению с двумерными методами. Следует заметить, что алгоритм Фельдкамп не является самым быстрым, хотя и является самым распространенным. В [4, 6] приведены некоторые средства по повышению скорости трехмерной реконструкции.

Алгоритм получения куба значений $\mu(x, y, z)$ для метода трехмерной реконструкции томографического изображения состоит в получении значений проекционных данных по формулам (6) и (7) и получении трехмерной матрицы томографического изображения, т. е. значений $\mu(x, y, z)$ по формуле (8).

3. Методы визуализации объемных КТ данных

Средства 3D визуализации позволяют вывести всю полученную при исследовании объекта информацию на одном экране, что существенно расширяет возможности пользователя по восприятию и обработке информации по сравнению с обычным выводом на экран двухмерного КТ изображения.

Основными методами объемной визуализации являются: мультипланарная реконструкция, отображение затененной поверхности, проекция максимальной интенсивности, проекция минимальной интенсивности, объемный рендеринг [2, 7–9].

После того, как исходные аксиальные КТ-изображения были реконструированы из сырых данных, они могут быть перестроены в любой плоскости – сагиттальной, коронарной, косоугольной или изогнутой. Получаемые при этом двумерные изображения называют мультипланарными реконструкциями или мультипланарными реформациями (англ. multiplanar reformation, MPR).

Отображение затененной поверхности, или поверхностно-оттененное изображение (англ. Surface Shaded Display, SSD) – метод построения поверхностей трехмерных объектов путем выделения наружных вокселей в каждом срезе [9]. В большинстве методов визуализации поверхно-

стей требуется указать пороговое КТ-число. Затем для каждого луча, проходящего через трехмерный объем от точки наблюдения к плоскости изображения, определяется первый воксел (трехмерный аналог пикселя), у которого значение КТ-числа совпадает или превосходит заданный порог [2]. Совокупность этих вокселей составляет поверхность при этом вычисляется, какое количество света от мнимого источника было «отражено» каждой точкой поверхности в зависимости от ориентации. Такие методы создают очень реалистичный эффект трехмерности объектов, а использование для этих целей затенения дало название самому методу.

Недостатками SSD-реконструкций являются: возможность визуализировать только объекты, имеющие хорошо выраженную поверхность; значительная часть КТ-данных оказывается невостребованной; SSD-изображения имеют один цвет, а оттенки формируются только за счет использования виртуальной подсветки; критическая зависимость отображения структур от выбранного значения порога плотностей.

Проекция максимальной интенсивности (англ. Maximum Intensity Projection, MIP) – вид 3D-визуализации, при котором из всех вокселей по ходу луча зрения выбираются и отображаются воксели с максимальной плотностью. Этот метод показывает самые плотные ткани просканированного объема независимо от того, расположены они на поверхности или в глубине объема. Структуры с меньшей КТ-плотностью практически не визуализируются [9].

К недостаткам MIP следует отнести: отсутствие визуализации структур, имеющих не самую высокую плотность по ходу луча зрения; эффект суммирования, выражающийся в перекрытии изображений плотных структур друг другом; отсутствие по сравнению с изображениями объемного рендеринга восприятия глубины объектов.

Проекция минимальной интенсивности (англ. Minimum Intensity Projection, MinIP) является противоположностью проекции максимальной интенсивности и показывает воксели с наименьшей плотностью по ходу луча зрения.

Объемный рендеринг (англ. Volume Rendering, VR), или объемное представление, – разновидность 3D-визуализации, при которой все воксели по ходу луча зрения участвуют в формировании изображения. Каждый пиксель результирующего VR-изображения рассчитывается на основе взвешенных вкладов от всех вокселей (а не одного как в методах SSD и MIP) на пути каждого из лучей, исходящих из точки наблюдения. Благодаря интерактивному выбору параметров функции преобразования, каждому КТ-числу можно присвоить значения прозрачности и цвета.

Стандартная физическая модель для VR включает в себя испускание и поглощение света и, по существу, моделирует каждую частицу в объеме как маленький источник света, свет которого ослабляется поглощением при прохождении через объем. Стандартная физическая модель описывается уравнением [7]:

$$I(s) = I_{s_0} e^{-\int_{s_0}^s \tau(t) dt} + \int_{s_0}^s T_F(V(p)) e^{-\int_p^s \tau(t) dt} dp, \quad (14)$$

где s_0 – входная точка в объем; I_{s_0} – начальное значение интенсивности света, когда луч входит

в объем; $e^{-\int_{s_0}^s \tau(t) dt}$ – определяет ослабление начального значения I_{s_0} в позиции s вдоль луча S с коэффициентом ослабления τ ; $T_F(V(P))$ – передаточная функция, определяющая вклад точки P в объемном наборе данных $V(P)$ в финальное изображение. Так как это уравнение не может быть решено аналитически для всех передаточных функций и интерполяционных функций, проводят его дискретизацию для численного решения:

$$I_s = I_{s_0} \prod_{k=0}^{n-1} t_k + \sum_{k=0}^{n-1} T_F(V(k\Delta s)) \Delta s \prod_{j=k+1}^{n-1} t_j, \quad (15)$$

где t_k , t_j – параметры прозрачности в дискретных выборочных точках k и j .

Алгоритм VR определяет порядок индивидуальных операций, используемых для оценки дискретного уравнения VR, и включает в себя [7]:

- 1) выборку – процесс выбора точек по ходу луча, проходящего через объемный набор данных;
- 2) классификацию – определение значений цвета и прозрачности выбранной точки по значению физического параметра согласно заданной передаточной функции;
- 3) освещение – расчет освещения для придания объема полученному изображению;
- 4) компоновку – определение значения пикселя изображения путем аккумуляции значений всех точек, выбранных по ходу луча.

Метод VR является более совершенным подходом по сравнению с вышеописанными методами SSD и MIP как в отношении принципов формирования изображений, так и по своей эффективности, так как он лишен практически всех недостатков, свойственных другим методам, позволяет получать самые разные представления трехмерных данных (с использованием прозрачности и цвета) и создавать легко интерпретируемые изображения.

Выводы

Анализ рассмотренных алгоритмов двухмерной и трехмерной реконструкции томографических изображений показал, что вычислительные затраты на получение объемной информации (куба значений $\mu(x, y, z)$) при трехмерной реконструкции на порядок меньше, чем при двумерной.

Учитывая, что подходы в получении объемной визуализации для двухмерной и трехмерной реконструкции одинаковы и требуют одинаковых вычислительных затрат, то трехмерная реконструкция в конусном луче излучения, по вычислительным затратам, является более предпочтительной, но более сложной, чем двумерная реконструкция, и требует дополнительных исследований по разработке вычислительных алгоритмов.

Литература

1. Симонов, Е.Н. Физика визуализации изображений в рентгеновской компьютерной томографии / Е.Н. Симонов. – Челябинск: Издат. центр ЮУрГУ, 2013. – 479 с.
2. Календер, В. Компьютерная томография основы, техника, качество изображений и области клинического использования: пер. с англ. / В. Календер. – М.: Техносфера, 2006. – 344 с.
3. Хермен, Г. Восстановление изображений по проекциям: Основы реконструктивной томографии: пер. с англ. / Г. Хермен. – М.: Мир, 1983 – 352 с.
4. Лихачев, А.В. Сравнение алгоритма Фельдкампна с алгоритмом синтеза Фурье для трехмерной томографии / А.В. Лихачев // Автометрия. – 2006. – № 1 – С. 88–102.
5. Feldkamp, L.A. Practical cone-beam algorithm / L.A. Feldkamp, L.C. Davis, J.W. Kress // Journ. Opt. Soc. Amer. A. – 1984. – Vol. 1, iss. 6 – P. 612–619.
6. Сорокин, Н.Ю. Повышение скорости реконструкции в трехмерной компьютерной томографии / Н.Ю. Сорокин // Микропроцессорные и цифровые системы. – 2008. – № 3 – С. 102–112.
7. Preim, B. Visualization in Medicine Theory, Algorithms, and Applications / B. Preim, D. Bartz. – Elsevier Store, 2007. – 652 p.
8. Jiang Hsieh. Computed Tomography: Principles, Design, Artifacts, and Recent Advances / Jiang Hsieh. – SPIE PRESS Monograph Vol. PM114, 2003. – 557 p.
9. Хоружик, С.А. Основы КТ-визуализации. Часть 2. Постпроцессинговая обработка изображений / С.А. Хоружик, А.Н. Михайлов // Радиология – практика. – 2011. – № 4 – С. 52–65.

Симонов Евгений Николаевич, д-р техн. наук, профессор, заместитель директора по науке, Южно-Уральский государственный университет, филиал в г. Кыштыме, г. Кыштым; e.n.simonov@yandex.ru.

Аврамов Денис Витальевич, аспирант кафедры экономики, управления и информационных технологий, Южно-Уральский государственный университет, филиал в г. Кыштыме, г. Кыштым; avramov.91@mail.ru, mailto:avramov.91@mail.ru.

Поступила в редакцию 19 сентября 2015 г.

TO THE QUESTION OF OBTAINING THREE-DIMENSIONAL IMAGES IN X-RAY COMPUTED TOMOGRAPHY

E.N. Simonov, e.n.simonov@yandex.ru,

D.V. Avramov, avramov.91@mail.ru, mailto:avramov.91@mail.ru

South Ural State University, Kyshtym Branch, Kyshtym, Russian Federation

The article is devoted to the methods of obtaining three-dimensional images in X-ray computer tomography. The method of tomography is described, beginning with scanning of the object of study measuring system – tomography, and ending with the display of the information received on the screen. The analysis of existing methods of reconstruction (recovery) on the projection image data is given, including “classic” in the reconstruction of fan-beam radiation and three-dimensional reconstruction in a cone beam radiation. In particular, back-projection method of filtering by convolution with the fan pattern scanning and Feldkamp algorithm with the cone pattern scanning scheme are considered as the most common. A comparative analysis of the computational cost for the two-dimensional and three-dimensional reconstruction is given. The authors note that the three-dimensional array of directly obtaining data with three-dimensional image reconstruction not only leads to a reduction in the required number of calculations, but can be effectively used in further processing and volume rendering. Various methods of imaging of three-dimensional data sets used in X-ray computed tomography are considered. The advantages and disadvantages of each method are presented. The detailed description of the algorithm of visualization volume (volume rendering) as the most preferred method of three-dimensional visualization of data is given.

Keywords: computed tomography, three-dimensional visualization.

References

1. Simonov E.N. *Fizika vizualizatsii izobrazheniy v rentgenovskoy komp'yuternoy tomografii* [Physics Imaging in X-ray Computed Tomography]. Chelyabinsk, South Ural St. Univ. Publ., 2013. 479 p.
2. Kalender V. *Komp'yuternaya tomografiya: osnovy, tekhnika, kachestvo izobrazheniy i oblasti klinicheskogo ispol'zovaniya*. Transl. from Engl. [Computed Tomography: Fundamentals, System Technology, Image Quality, Applications]. Moscow, Technosfera Publ., 2006. 344 p.
3. Khermen G. *Vosstanovlenie izobrazheniy po proektsiyam: Osnovy rekonstruktivnoy tomografii*. Translated from English [Image Reconstruction from Projections: The Fundamentals of Computerized Tomography]. Moscow, Mir Publ., 1983. 352 p.
4. Likhachev A.V. [Compare Feldkamp Algorithm with Fourier Synthesis Algorithm for Three-Dimensional Imaging]. *Avtometriya*, 2006, no. 1, pp. 88–102. (in Russ.)
5. Feldkamp L.A., Davis L.C., Kress J.W. Practical Cone-Beam Algorithm. *Journ. Opt. Soc. Amer. A.*, 1984, vol. 1, iss. 6, pp. 612–619. DOI: 10.1364/JOSAA.1.000612
6. Sorokin N.Yu. [Increasing the Speed of Reconstruction in the Three-dimensional Computed Tomography]. *Microprocessors and digital systems*, 2008, no. 3, pp. 102–112. (in Russ.)
7. Preim B., Bartz D. *Visualization in Medicine Theory, Algorithms and Applications*. Elsevier Store, 2007. 652 p.
8. Jiang Hsieh. *Computed Tomography: Principles, Design, Artifacts, and Recent Advances*. SPIE PRESS Monograph Vol. PM114, 2003. 557 p.
9. Khoruzhik S.A., Mikhaylov A.N. [Fundamentals of CT Visualization. Part 2. Images Postprocessing]. *Radiology – practice*, 2011, pp. 52–65. (in Russ.)

Received 19 September 2015

ОБРАЗЕЦ ЦИТИРОВАНИЯ

Симонов, Е.Н. К вопросу получения объемных изображений в рентгеновской компьютерной томографии / Е.Н. Симонов, Д.В. Аврамов // Вестник ЮУрГУ. Серия «Компьютерные технологии, управление, радиоэлектроника». – 2015. – Т. 15, № 4. – С. 50–57. DOI: 10.14529/ctcr150405

FOR CITATION

Simonov E.N., Avramov D.V. To the Question of Obtaining Three-Dimensional Images in X-Ray Computed Tomography. *Bulletin of the South Ural State University. Ser. Computer Technologies, Automatic Control, Radio Electronics*, 2015, vol. 15, no. 4, pp. 50–57. (in Russ.) DOI: 10.14529/ctcr150405