

ПОЛУЧЕНИЕ ОБЪЕМНЫХ ИЗОБРАЖЕНИЙ В РЕНТГЕНОВСКОЙ КОМПЬЮТЕРНОЙ ТОМОГРАФИИ

Д.В. Аврамов

Рассмотрены методы получения объемных изображений в рентгеновской компьютерной томографии. Приведены принципы формирования исходных данных, включая методы двухмерной и трехмерной реконструкции, основные достоинства и недостатки алгоритмов объемной визуализации.

Ключевые слова: реконструкция, визуализация.

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 составляют 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. 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.

Получение исходных данных для объемной визуализации

Исходными данными, для построения изображения объемного объекта, является трехмерный массив данных, отражающий распределение измеренной физической величины в трехмерном пространстве. Алгоритмы объемной визуализации в рентгеновской КТ имеют дело не с сырыми данными полученных с томографа, а с восстановленными распределениями линейного коэффициента ослабления рентгеновского излучения, для получения которых используют методы реконструкции.

Математической основой реконструкции изображений является преобразование Радона и преобразование Фурье. На сегодняшний день существует множество методов реконструкции изображений. Одним из самых популярных аналитических алгоритмов реконструкции является сверточный алгоритм или алгоритм обратного проецирования с фильтрацией сверткой [1, 2, 3]. Достоинствами данного алгоритма называют простоту вычислений, высокую вычислительную эффективность, высокую точность [3].

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 (трехмерный набор данных), который несет всю информацию об объемном изображении.

Метод интегральных преобразований восстановления изображения для веерной схемы, изображенной на рисунке 1, для сверточного алгоритма можно рассматривать как [1]:

мограмм (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 $\approx 2,6 \cdot 10^8 \times 5 \cdot 10^2 \approx 1,3 \cdot 10^{11}$.

Сравнительно новым методом является трехмерная реконструкция с применением схемы сканирования с конусной геометрией луча [4, 5]. 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. В настоящее время из-за своей сложности трехмерный метод реконструкции находится на стадии исследования.

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:

$$f_s(\mathbf{q}) = \ln \left(\frac{I_0}{I(\mathbf{q})} \right), \quad (2)$$

$$\mathbf{q} = (r_s + r_d) \left(\frac{\mathbf{S}}{r_s} - \frac{\mathbf{n}}{|\cos(\mathbf{S}, \mathbf{n})|} \right). \quad (3)$$

Где $g(\mathbf{r})$, $\mathbf{r} \in R^3$ – распределение коэффициента поглощения зондирующего излучения объектом; \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 объясняет рисунок 2.

Наиболее популярным алгоритмом реконструкции для конусной схемы томографии является алгоритм Фельдкамп, дающий приближенное решение [2, 4, 5].

Согласно [4] он определяется следующими выражениями:

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

где:

$$U(x, y, z) = \frac{(r_s + r_d)(y \cos \varphi - x \sin \varphi)}{(r_s + x \cos \varphi + y \sin \varphi)}, \quad (5)$$

$$V(x, y, z) = \frac{(r_s + r_d)z}{(r_s + x \cos \varphi + y \sin \varphi)}, \quad (6)$$

$$\tilde{f}(\varphi, U, V) = \int_{-\infty}^{+\infty} \Phi_U(U - U') dU' \int_{-\infty}^{+\infty} \frac{r_s^2 \Phi_V(V - V')}{(r_s + r_d) \sqrt{(r_s + r_d)^2 + U'^2 + V'^2}} dV', \quad (7)$$

$$\Phi_U(U) = \int_0^{\omega_{U_0}} \omega e^{i\omega U} d\omega, \quad (8)$$

$$\Phi_V(V) = \frac{\sin(\omega_{V_0} V)}{\pi V}, \quad (9)$$

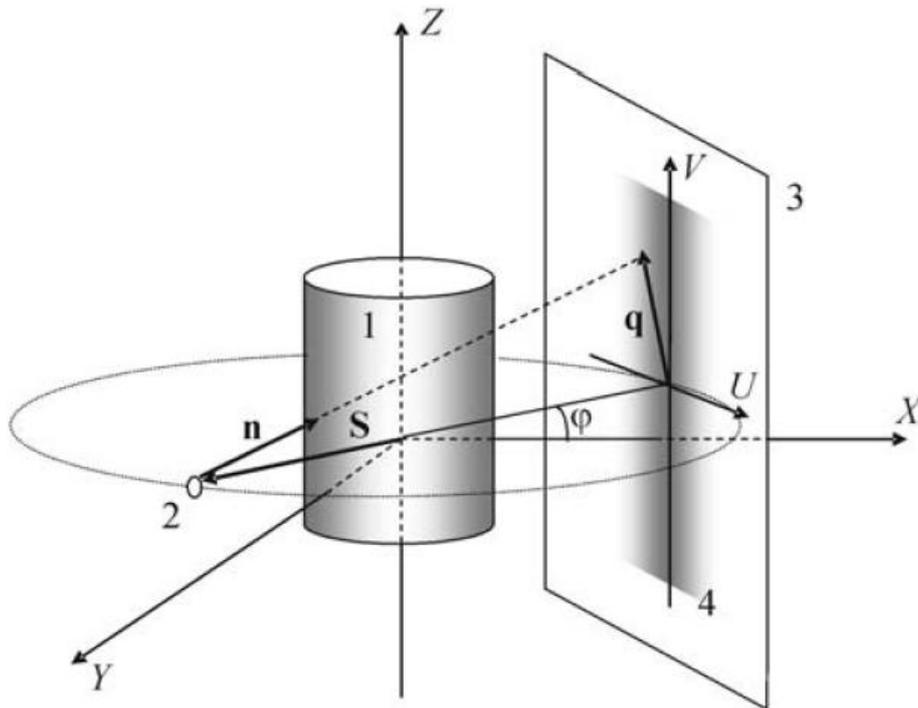


Рис. 2. Схема получения двумерной конусной проекции (1 – исследуемый объект; 2 – источник зондирующего излучения; 3 – детектор; 4 – проекция)

Согласно [4], количество операций, затрачиваемое на реконструкцию на кубической сетке размерностью $N \times N \times N$ алгоритмом Фельдкамп согласно выражениям (4, 5, 6, 7, 8, 9), определяется следующим образом:

$$N_{Fld} = 2k_1 MN^2 + k_2 MN^3, \quad (10)$$

где N – количество детекторов;

M – количество ракурсов;

k_1 и k_2 – коэффициенты, не зависящие от N и M .

При достаточно больших N и M имеет место $N_{Fld} \sim MN^3$ [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 Фельдкампа не является самым быстрым, хотя и является самым распространенным.

Методы визуализации объемных КТ данных

Основными методами объемной визуализации являются: мультипланарная реконструкция, отображение затененной поверхности, проекция максимальной интенсивности, проекция минимальной интенсивности, объемный рендеринг [2, 6, 7, 8].

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

В простейшем случае реформированное изображение в сагиттальной или коронарной проекции формируется из рядов вокселей (трехмерный аналог пикселя), одинаково расположенных в серии поперечных срезов. Также можно сформировать изображения срезов произвольной ориентации или поверхностей произвольной формы, совпадающей с формой исследуемых структур.

Отображение затененной поверхности, или поверхностно-оттененное изображение (англ. *Surface Shaded Display, SSD*), – метод построения поверхностей трехмерных объектов путем выделения наружных вокселей в каждом срезе [8]. В большинстве методов визуализации поверхностей требуется указать пороговое КТ-число. Затем для каждого луча, проходящего через трехмерный объем от точки наблюдения к плоскости изображения, определяется первый воксел, 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 не востребуемой; 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 [8].

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 пиксел 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.

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 двумерной 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.

Библиографический список

1. Симонов, Е.Н. Физика визуализации изображений в рентгеновской компьютерной томографии / Е.Н. Симонов. – Челябинск: Издательский центр ЮУрГУ, 2013, – 479 с.
2. Календер, В. Компьютерная томография основы, техника, качество изображений и области клинического использования / В. Календер; пер. с англ. – М.: Техносфера, 2006. – 344 с.
3. Хермен, Г. Восстановление изображений по проекциям: Основы реконструктивной томографии / Г. Хермен; пер. с англ. – М.: Мир, 1983.
4. Лихачев, А.В. Сравнение алгоритма Фельдкамп с алгоритмом синтеза Фурье для трехмерной томографии / А.В. Лихачев // Автометрия. – 2006. – № 1. – С. 88–102.
5. Feldkamp L.A., Davis L.C., Kress J.W. Practical cone-beam algorithm // Journ. Opt. Soc. Amer. A. 1984. 1, N 6. P. 612.
6. Visualization In Medicine Theory, Algorithms, And Applications. Elsevier. / Bernhard Preim, Dirk Bartz, 2007.
7. Computed Tomography: Principles, Design, Artifacts, and Recent Advances. SPIE Press Monograph Vol. PM114 by Jiang Hsieh, 2003.
8. Хоружик, С.А. Основы КТ-визуализации часть 2: постпроцессинговая обработка изображений / С.А. Хоружик, А.Н. Михайлов // Радиология – практика. – 2011. – № 4. – С. 52–65.

[К содержанию](#)