

УДК 620.179.15

М.А. Мирзаванд

## ПАРАЛЛЕЛЬНАЯ ИТЕРАЦИОННАЯ РЕКОНСТРУКЦИЯ ФАНТОМА САТРИАН ПО ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНЫМ ДАННЫМ

*Рассматриваются принципы создания быстрых параллельных итерационных алгоритмов, основанных на использовании графических ускорителей и библиотеки OpenGL. Предложенные подходы обеспечивают одновременную минимизацию невязки искомого решения и тотальной вариации реконструируемого трехмерного изображения. При этом число необходимых исходных данных (конических рентгеновских проекций), а значит, и лучевая нагрузка на пациента при сохранении необходимого контраста и пространственного разрешения трехмерного изображения могут быть уменьшены в несколько раз. Предложенный эвристический итерационный алгоритм может быть использован как альтернатива известному трехмерному алгоритму Фельдкамп.*

### Введение

Как в промышленности, так и в медицине широкое распространение получила компьютерная томография с использованием конического пучка рентгеновских лучей *СВСТ* (*Cone Beam Computed Tomography*). Так, *СВСТ* используется в модулированной по интенсивности лучевой терапии *ИМРТ* (*Intensity-Modulated Radiation Therapy*), которая направлена на максимальную защиту соседних с опухолью здоровых тканей, при этом сама опухоль получает максимальную необходимую дозу. Лучевая терапия обычно проводится на линейном ускорителе последнего поколения Электа Синержи (*Elekta Synergy Platform*), работающем по принципу *ИМРТ*.

Самыми распространенными на сегодняшний день методами реконструкции по коническим проекциям являются методы, основанные на использовании алгоритма Фельдкамп. В линейном ускорителе Электа Синержи имеется киловольтная рентгеновская трубка, с помощью которой перед сеансом лучевой терапии производится *СВСТ* пациента. Стандартным способом реконструкции является алгоритм Фельдкамп. Вследствие наметившейся в последние годы тенденции к значительному уменьшению рентгеновской дозы для пациентов, подвергаемых томографическому обследованию, возникает необходимость уменьшения как числа снимаемых проекций, так и мощности анодного тока рентгеновской трубки, при которой проводится съемка. При компьютерной томографии пациента, как правило, используются порядка 300–700 рентгеновских проекций с лучевой нагрузкой 0,4 мАс на одну проекцию. С уменьшением рентгеновской дозы до 0,1 мАс на одну проекцию или числа снимаемых проекций до 30–100 алгоритм Фельдкамп реконструирует сильно искаженные изображения пациентов, которые непригодны для дальнейшего медицинского использования.

Исправить эту ситуацию можно с помощью итерационных томографических алгоритмов с использованием в качестве регуляризирующего функционала тотальной вариации (*total variation, TV*). Метод *TV* обеспечил новые возможности итерационной томографии, позволяющие успешно реконструировать изображения с помощью минимизации полунормы *TV* даже при ограниченном числе зашумленных проекций. Использование минимизации *TV* реконструируемого изображения позволяет устранить артефакты, вызванные зашумлением рентгеновских проекций, которое возникает вследствие малой мощности тока рентгеновской трубки, а также обеспечивает практически полное устранение полосовых артефактов, вызванных уменьшением числа проекций. Задача состоит в том, чтобы разработать итерационные алгоритмы томографической реконструкции с использованием минимизации *TV*, позволяющие по ограниченному числу проекций (30–100) и рентгеновской дозе 0,1–0,2 мАс на проекцию обеспечить практически такое же качество реконструируемого изображения, как и алгоритм Фельдкамп, для 300–700 проекций с лучевой нагрузкой на одну проекцию 0,4 мАс.

Между тем стандартные итерационные методы томографии затрачивают на реконструкцию трехмерного изображения пациента неприемлемо большое время. Использование графических ускорителей позволяет разработать для трехмерной томографической реконструкции с одновременной минимизацией  $TV$  сверхбыстрые параллельные алгоритмы, которые решают эту задачу за временной промежуток от нескольких секунд до одной-двух минут.

### 1. Эвристический метод статистической итерационной реконструкции

В настоящей работе рассмотрена возможность улучшения качества стандартной томографической реконструкции путем использования вместо нее параллельной итерационной реконструкции с применением библиотеки *OpenGL* и регуляризацией. Кроме того, было оценено качество реконструкции по малому числу проекционных видов. Итерационные способы томографии основаны на решении системы линейных алгебраических уравнений

$$Ax = p, \quad (1)$$

где  $A = (A_{ij})$  – проекционная матрица;  $\mathbf{x} = (x_1, x_2, \dots, x_J)$  – вектор изображения;  $\mathbf{p} = (p_1, \dots, p_I)$  – вектор проекций. Таким образом, решение основной задачи восстановления изображения по заданному набору проекций  $p_i$  сводится к решению системы линейных алгебраических уравнений вида (1), при этом вектор  $\mathbf{p}$  заведомо задан с некоторой погрешностью. Определим

$$A_{i+} = \sum_j A_{ij} \quad (2)$$

для  $i=1, \dots, I$ ,

$$A_{+j} = \sum_i A_{ij} \quad (3)$$

для  $j=1, \dots, J$ .

Тогда формула для реконструкции методом *SART* примет вид

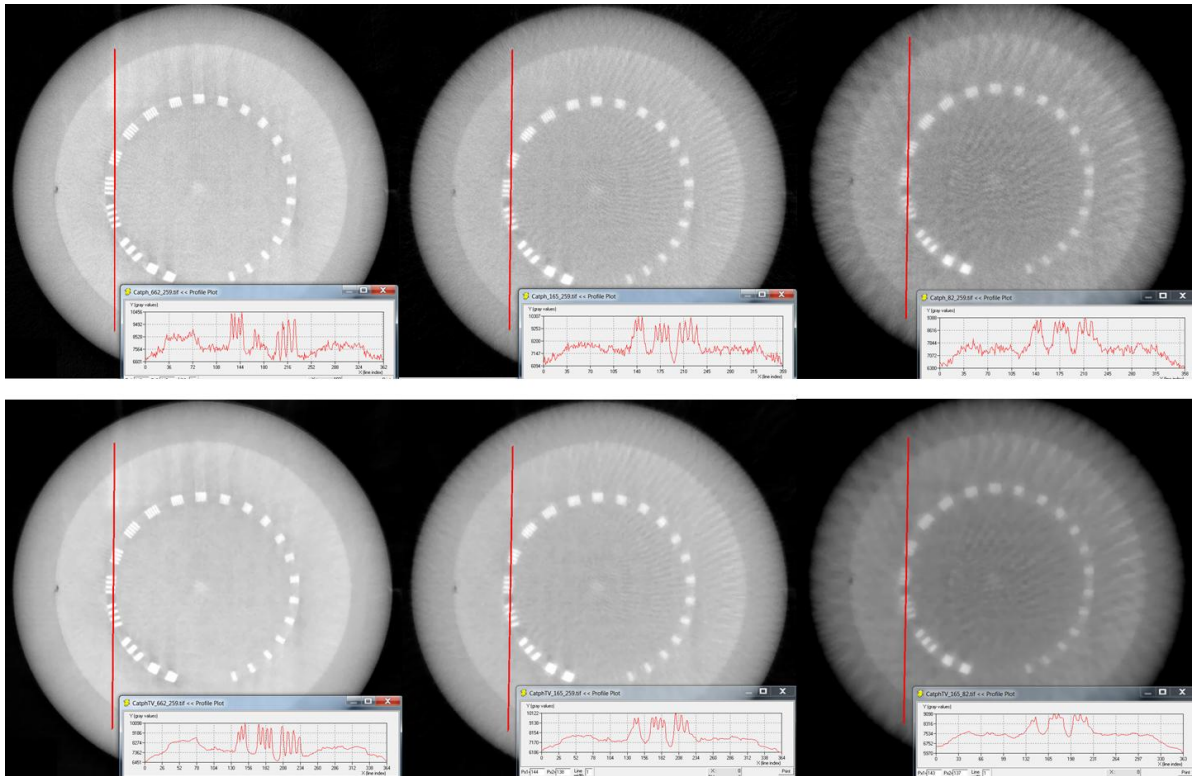
$$\mathbf{x}^{(k+1)} = \mathbf{x}^{(k)} + \lambda^{(k)} / A_{+j} \sum_i A_{ij} / A_{i+} (p_i - (A^i, \mathbf{x}^{(k)})), \quad (4)$$

где параметры релаксации  $\lambda^{(k)}$  представляют собой последовательность вещественных чисел ( $0 < \lambda^{(k)} < 2$ ). В работе исследуется эвристический итерационный алгоритм [1], по теоретическим соображениям близкий к алгоритму, опубликованному в работе [2], но отличающийся прежде всего тем, что в нем используется коррекция текущего приближения с помощью минимизации невязки для лучевых интегралов, а не для интенсивностей. Предлагаемый алгоритм реконструкции можно записать следующим образом:

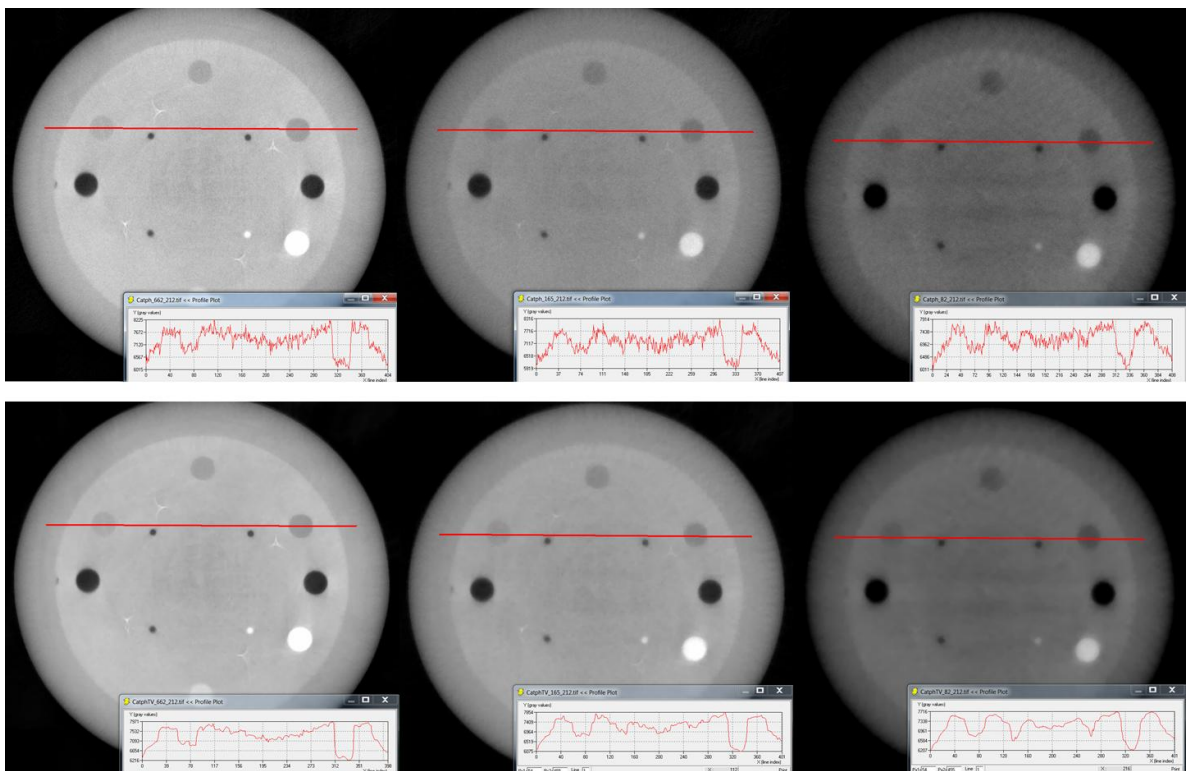
$$\mathbf{x}^{(k+1)} = \mathbf{x}^{(k)} * [1 + \lambda^{(k)} \sum_i A_{ij} / A_{i+} (p_i - (A^i, \mathbf{x}^{(k)})) / (A^i, \mathbf{x}^{(k)})], \quad (5)$$

где  $0 < \lambda^{(k)} < 1$ .

Алгоритм коррекции, представленный формулой (5), является практически таким же удобным для распараллеливания с помощью графической библиотеки *OpenGL*, как и известный алгоритм *SART* [3], описываемый формулой (4). Прямое проецирование трехмерной текстуры, содержащей изображение текущего приближения, осуществляется так же, как и для алгоритма *SART* [4]. Отличие заключается в том, что для его реализации приходится ввести две дополнительные двухмерные текстуры. В одной из них содержится корректирующее изображение, а во второй – изображение корректируемого слоя трехмерной текстуры. Корректирующее изображение сначала перспективно проецируется [5] на место, где находится корректируемый слой, а потом перемножается с изображением корректируемого слоя и записывается на его место.

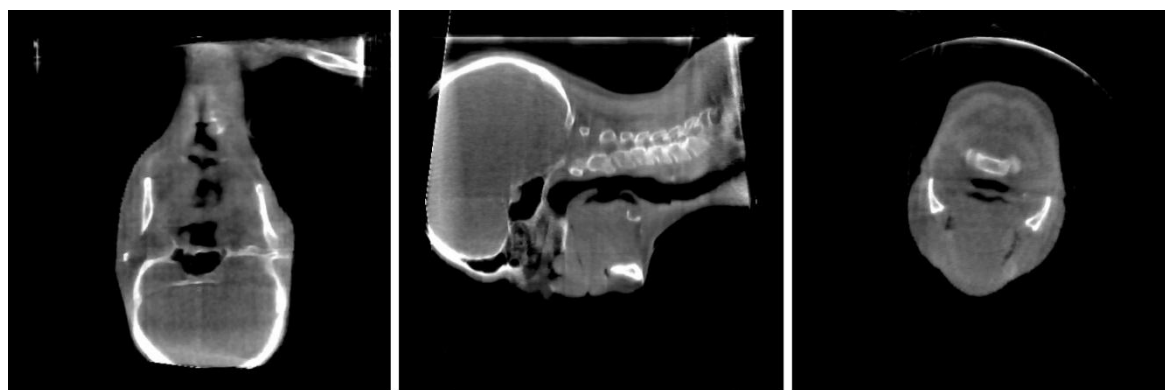


а)



б)

Рис. 1. Результаты реконструкции фантома *CATPHAN*: а) в месте расположения вставки *CTP528*; б) в месте расположения вставки *CTP404*

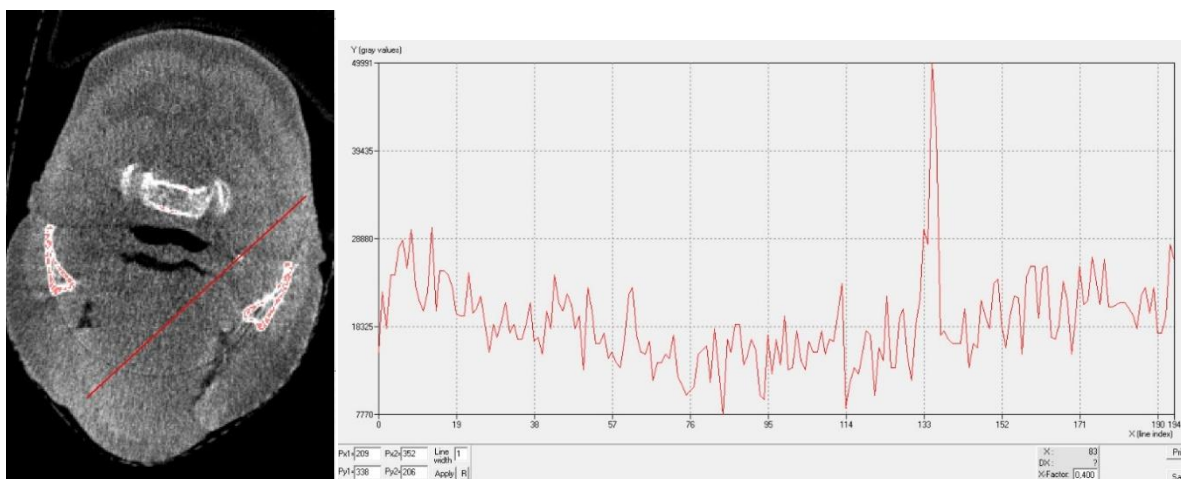


a)

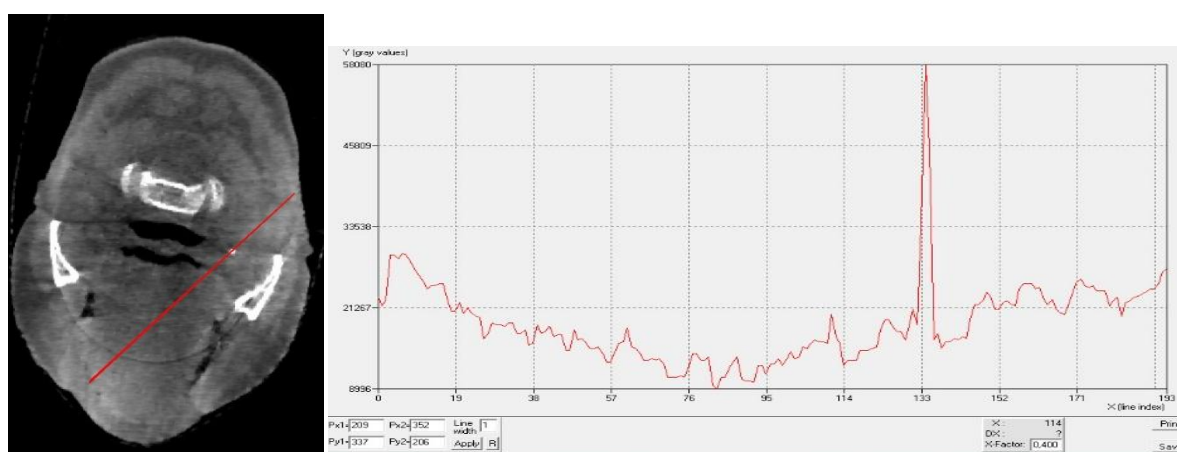
б)

в)

Рис. 2. Ортогональные сечения изображения объекта «голова – шея»: а) XOY; б) YOZ; в) XOZ. Реконструкция по 90 проекциям с TV-регуляризацией



a)



б)

Рис. 3. Изображение 256-го фронтального слоя, реконструированного для пациента: а) без регуляризации; б) с TV-регуляризацией. Слева – изображение вместе с линией, справа – профиль

Для перемножения двумерных текстур было использовано наложение текстуры на объект с режимом *GL\_MODULATE*.

Помимо мегавольтного рентгеновского источника в многофункциональном ускорителе Электа Синерджи имеется киловольтный источник рентгеновского излучения, предназначенный для осуществления конической томографической реконструкции изображений пациентов с целью их правильного позиционирования перед проведением лучевой терапии. Рентгеновские проекции физического фантома *САТФАН* и объекта «голова – шея» для нескольких пациентов были получены с помощью киловольтного рентгеновского источника.

Минимизация *TV* [6] для трехмерного изображения осуществлялась на обычном процессоре в перерыве между корректирующими итерациями, которые были реализованы на графической видеокарте *NVIDIA GeForce GTX 470* с 1280 МБ текстурной памяти.

## 2. Результаты исследования

Все проекции были получены на линейном ускорителе последнего поколения Электа Синерджи. Параметры для рентгеновской съемки реального физического фантома *САТФАН 600*: напряжение на трубке – 120 кВ, анодный ток – 40 мА, время экспозиции – 40 мс. Всего были получены 662 рентгеновские проекции с размерностями 1024×1024 пикселей в угловом диапазоне 360°. Они были дополнительно равномерно разбиты на три группы: 331, 165 и 82 проекции, лежащие в том же угловом диапазоне. Параметры для рентгеновской съемки объекта «голова – шея»: напряжение на трубке – 100 кВ, анодный ток – 10 мА, время экспозиции – 10 мс. Для реконструкций использовались 373 проекции и 90 проекций, расположенных в угловом диапазоне 201°.

Результаты томографических реконструкций показаны на рис. 1–3. На рис. 1, *а* изображены поперечные сечения реконструированного трехмерного изображения фантома *САТФАН 600* в месте расположения специальной вставки *СТР528* для 82, 165 и 662 проекций соответственно, на рис. 1, *б* – поперечные сечения реконструированного трехмерного изображения фантома *САТФАН 600* в месте расположения специальной вставки *СТР404* также для 82, 165 и 662 проекций. Верхний ряд соответствует реконструкциям, осуществленным без регуляризации, а нижний ряд – реконструкциям с *TV*-регуляризацией. На рис. 2 изображены характерные поперечные сечения реконструированного трехмерного изображения объекта «голова – шея» для 90 проекций, а на рис. 3 – для 373 проекций. Для демонстрации эффективности использования *TV* в качестве априорного поддерживающего функционала на всех изображениях показаны профили сигнала вдоль выбранных направлений, заданных прямыми линиями. Видно, что шумовая составляющая значительно ослаблена. В то же время границы между различными областями остались четкими. Размерности всех реконструированных трехмерных изображений – 512×512×512 вокселей.

## Заключение

В статье исследован предложенный ранее автором параллельный эвристический алгоритм реконструкции для круговой схемы сканирования в коническом пучке рентгеновских лучей [2]. Проведена серия реконструкций на специальном физическом фантоме *САТФАН*. Полученные результаты свидетельствуют о высоком быстродействии и хорошем контрасте реконструированных изображений данного фантома. Дополнительная проверка алгоритма проведена с помощью реконструкций по рентгеновским проекциям реальных пациентов. Было показано, что он может быть использован в качестве альтернативы алгоритму Фельдкамп, который применяется на линейном ускорителе Электа Синерджи. Установлено, что при регуляризации алгоритма методом *TV* значительно уменьшается уровень шума в реконструируемом трехмерном изображении и улучшается его качество с одновременным сохранением четких границ.

## Список литературы

1. Zolotarev, S.A. 3D Iterative Conical and Spiral Tomography, Laminography, Tomographic Mammography and Tomosynthesis using OpenGL / S.A. Zolotarev, V.L. Vengrinovich, M.A. Mirzavand // NDT Days 2015. Annual Conf. of the Bulgarian Society for NDT, Workshop on Advanced

Techniques in Non Destructive Testing Part II. New devices for NDT and procedures for its application. – Sozopol, Bulgaria, 2015.

2. Lange, K. Globally Convergent Algorithms for Maximum a Posteriori Transmission Tomography / K. Lange, J.A. Fessler // IEEE Trans. on Image Processing. – 1995. – Vol. 8, № 10. – P. 1430–1438.

3. Andersen, A.H. Algebraic reconstruction in CT from limited views / A.H. Andersen // IEEE Trans. Medical Imaging. – 1989. – Vol. 8. – P. 50–55.

4. Венгринович, В.Л. Итерационные методы томографии / В.Л. Венгринович, С.А. Золотарев. – Минск : Беларуская навука, 2009. – 227 с.

5. Fast shadows and lighting effects using texture mapping / M. Segal [et al.] // Proc. of the 19th Annual Conf. on Computer Graphics and Interactive Techniques (SIGGRAPH'92). – N.Y., 1992. – Vol. 26. – P. 249–252.

6. Jia, R.Q. A fast algorithm for the total variation model of image denoising / R.Q. Jia, H.Q. Zhao // Adv. Comput. Math. – 2010. – Vol. 33.– P. 231–241.

Поступила 21.10.2015

*Белорусский национальный  
технический университет,  
Минск, пр. Независимости, 65  
e-mail: mohsen.mirzavand@yahoo.co.uk*

**М.А. Mirzavand**

## **PARALLEL ITERATIVE RECONSTRUCTION OF PHANTOM CATPHAN ON EXPERIMENTAL DATA**

The principles of fast parallel iterative algorithms based on the use of graphics accelerators and OpenGL library are considered in the paper. The proposed approach provides simultaneous minimization of the residuals of the desired solution and total variation of the reconstructed three-dimensional image. The number of necessary input data, i. e. conical X-ray projections, can be reduced several times. It means in a corresponding number of times the possibility to reduce radiation exposure to the patient. At the same time maintain the necessary contrast and spatial resolution of three-dimensional image of the patient. Heuristic iterative algorithm can be used as an alternative to the well-known three-dimensional Feldkamp algorithm.