

ЗОЛОТАРЕВ С. А., МИРЗАВАНД М. А.

ТРЕХМЕРНАЯ РЕКОНСТРУКЦИЯ ИЗОБРАЖЕНИЙ МЕТОДОМ SART С МИНИМИЗАЦИЕЙ ТОТАЛЬНОЙ ВАРИАЦИИ

ГНУ «Институт прикладной физики НАН Беларуси»
Белорусский национальный технический университет

Компьютерная томография продолжает интенсивно исследоваться и широко используется для решения ряда промышленных и медицинских задач. Алгебраический метод реконструкции с одновременными итерациями SART рассматривается в данной работе как один из перспективных итерационных методов, пригодных для решения томографических задач. Для ускорения быстрогодействия используется графический процессор. Метод минимизации тотальной вариации (TV) используется как априорная поддержка для регуляризации итерационного процесса и преодоления неполноты информации.

Введение

Маммография является одним из самых надежных методов выявления рака молочной железы. При обычной скрининговой маммографии производятся снимки каждой молочной железы в 2-х проекциях – прямой (*cranial-caudal*, CC) и косой (*mediolateral-oblique*, MLO). Цифровая томографическая маммография (ЦТМ) является многообещающей технологией, которая может обеспечить трехмерную структурную информацию с помощью реконструкции трехмерного изображения молочной железы из набора двухмерных проекционных маммограмм [1,2]. Как было показано в работах [3] ЦТМ может значительно сократить эффект «камуфляжа» от перекрытия тканей молочной железы и улучшить выявление поврежденных участков. В настоящее время ряд производителей маммографических систем разработали прототипы томографических маммографов и проводят их клинические испытания с целью определения преимуществ, которые они могут обеспечить в сравнении с обычной цифровой маммографией. Концепция использования для целей томографической маммографии технологии обычного томосинтеза была предложена в работе [4]. Позже это направление было развито в работах [5] Однако, следует заметить, что можно обеспечить улучшенное качество реконструкции с помощью использования передовых реконструктивных томографических алгоритмов.

Реконструкция трехмерного цифрового изображения сжатой молочной железы является, по сути, конической томографией с ограниченным углом обзора. Существующие методы реконструкции для решения таких задач можно разделить на следующие четыре категории: 1) метод фильтрованных обратных проекций (FBP); 2) методы интегральных преобразований; 3) методы алгебраической реконструкции (ART) и 4) статистические реконструктивные алгоритмы. Нами был выбран алгебраический метод реконструкции с одновременными итерациями SART [6]. Эффективность его использования была проверена путем реконструкции медицинского маммографического фантома. Распараллеливание алгоритма реконструкции было основано на использовании графической библиотеки OpenGL. Экспериментальные рентгеновские проекции были сняты на маммографе фирмы Сименс Mammomat Novation DR в отделении лучевой диагностики ГУ НИИ ОМР им. Н. Н. Александрова (Боровляны).

Основная часть

Алгебраический метод реконструкции с одновременными итерациями SART

Алгебраические реконструкционные методы, такие как ART и связанный с ним алгебраический метод реконструкции с одновременными итерациями SART, реконструируют двухмерные или трехмерные объекты по рентгеновским проекциям. Алгебраические методы

в определенных случаях имеют значительные преимущества по сравнению с более популярным методом ФБР. Однако низкая скорость сходимости итерационных методов не позволяет их использовать во многих важных для практики случаях. Можно преодолеть этот недостаток с помощью использования двухмерных текстурных отображений, которые легко осуществить на обычных графических видеокартах с использованием библиотеки OpenGL.

Томографическая реконструкция с использованием алгебраических методов сводится к решению следующей системы алгебраических уравнений

$$P_i = \sum_{j=1}^N w_{ij} v_j \quad (1)$$

Мы должны восстановить значения v_j в $N=n^3$ вокселях, принадлежащих области реконструкции, где индекс j пробегает значения от 1 до N , с помощью использования значений p_i в пикселях с текущим индексом i , принадлежащих проекционным изображениям P_ϕ , где угол ϕ который характеризует геометрическую ориентацию пары источник-детектор для которой осуществлялось просвечивание. Здесь подразумевается круговая траектория движения источника вокруг объекта. В уравнении (1), w_{ij} является весовым коэффициентом, с которым воксель с индексом j вносит свое значение в пиксель с индексом i . SART решает эту систему уравнений итерационным способом, при котором коррекция значения в j -ом вокселе, для всех вокселей, принадлежащих области реконструкции, производится одновременно на текущей итерации с номером k , как указано далее в формуле (2):

$$v_j^{(k)} = v_j^{(k-1)} + \lambda \frac{\sum_{p_i \in P_\phi} \left(\frac{p_i - \sum_{l=1}^N w_{il} v_l^{(k-1)}}{\sum_{l=1}^N w_{il}} \right)}{\sum_{p_i \in P_\phi} w_{ij}} \quad (2)$$

Прямое проецирование реконструируемого трехмерного изображения осуществляется с использованием двухмерных текстурных отображений, которые были реализованы на графической видеокarte NVIDIA GeForce GTX 470 с 1280 Mb текстурной памяти путем использования библиотеки OpenGL. Реконструи-

руемое трехмерное изображение разделяется на n слоев и каждый слой обрабатывается отдельно. При проецировании изображения объекта реконструкции каждый его слой ассоциируется с квадратным полигоном, на который накладывается двумерная текстура, представляющая собой значения коэффициента ослабления в соответствующем слое объекта. Повернув полигон, с наложенной на него текстурой, на угол геометрического положения источника излучения ϕ и осуществив перспективное проецирование с углом конического источника γ , мы тем самым отображаем воксели, лежащие в рассматриваемом слое реконструируемого объема, взвешенные соответствующим образом, на пиксели проекционного изображения. После того как проекции n текстурных полигонов будут накоплены в буфере кадра, он будет содержать проекцию реконструируемого изображения для проекционного угла ϕ .

Во время выполнения обратного проецирования, необходимо наложить рассчитанное корректирующее изображение на слои изображения реконструируемого объекта. Это достигается с помощью ассоциации каждого слоя объекта, одного за другим, с экраном, на который проецируется корректирующее изображение, предварительно преобразованное в текстуру и наложенное на полигон.

Следует заметить, однако, что в отличие от предыдущего случая главная видовая ось уже не является больше перпендикулярной экрану, и она не всегда пересекает центр экрана. Хотя графическая библиотека OpenGL не позволяет видовой оси быть наклонной по отношению к экрану, но мы можем обойти это, если будем использовать проективные текстуры, описанные Сегалом [7], которые работают в качестве проецируемых слайдов. В противоположность прямому проецированию корректирующее изображение теперь, во-первых, перспективно проецируется на полигон, который помещается в местоположение слоя объекта и который должен получить корректирующую поправку. Корректирующее изображение, спроецированное на полигон, после этого повторно проецируется в буфер кадра с помощью ортографической проекции и объединяется с корректируемым слоем.

Понятно, что для того, чтобы получить максимальное быстродействие за счет исполь-

зования графических ускорителей нужно все операции выполнять внутри текстурной памяти видеокарты, поэтому мы будем использовать алгоритм, который обеспечивает выполнение всех шагов трехмерной томографической реконструкции с использованием только текстурной памяти видеокарты [8].

Минимизация тотальной вариации

Минимизация тотальной вариации (TV) – это метод нелинейного обесшумливания изображений путем минимизации TV изображения с помощью градиентного спуска. Модель анизотропной тотальной вариации для удаления шума в исходном изображении f может

быть представлена как задача минимизации выражения:

$$\min_u \left[\|\nabla_x u\|_1 + \|\nabla_y u\|_1 + \frac{\mu}{2} \|u - f\|_2^2 \right], \quad (3)$$

где μ соответственно выбранный положительный параметр, здесь

$$\|u\|_p = \left(\sum_{1 \leq i, j \leq N} |u(i, j)|^p \right)^{\frac{1}{p}} \quad (4),$$

для $1 \leq p < \infty$.

Итерационная схема обеспечивает сходимость последовательности u^k к искомому изображению u^* , представляющему собой «обес-



Рис. 1. Рентгеновская проекция фантома Mammography BR3D Phantom для 0°

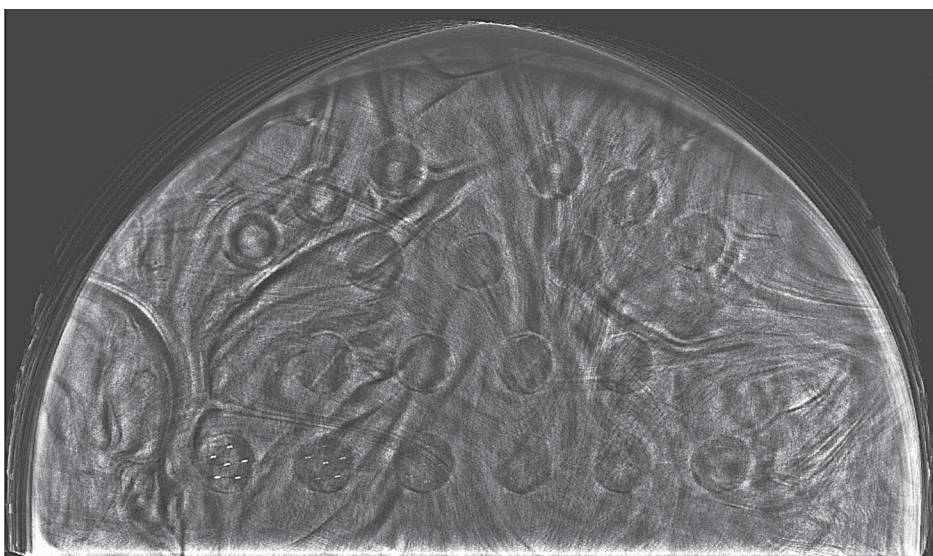


Рис. 2. Слой 83 реконструированного без априорной поддержки изображения фантома Mammography BR3D Phantom

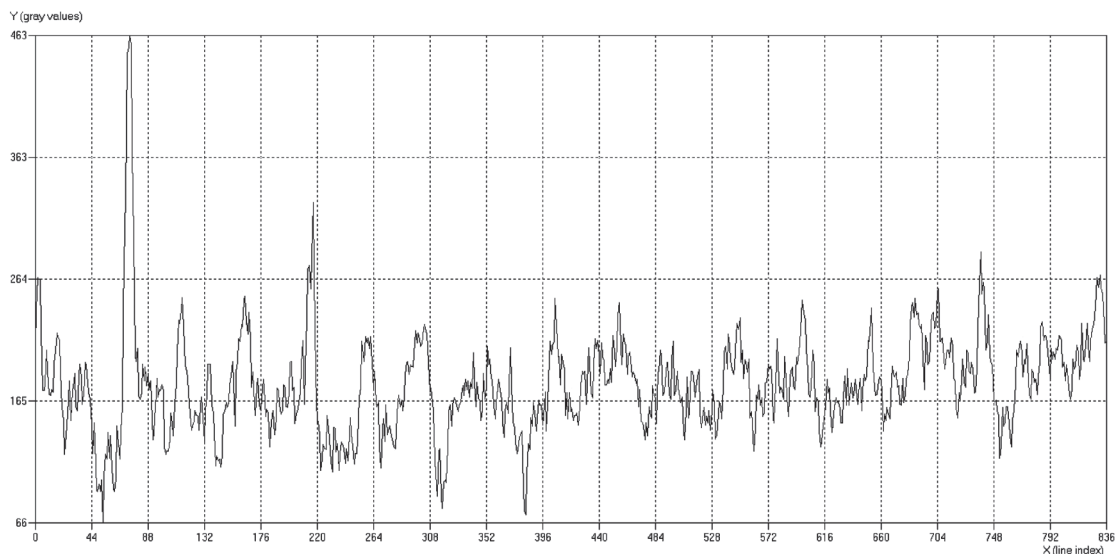


Рис. 3. Профиль для строки 883 на слое 83 реконструированного без априорной поддержки изображения фантома Mammography Phantom BR3D

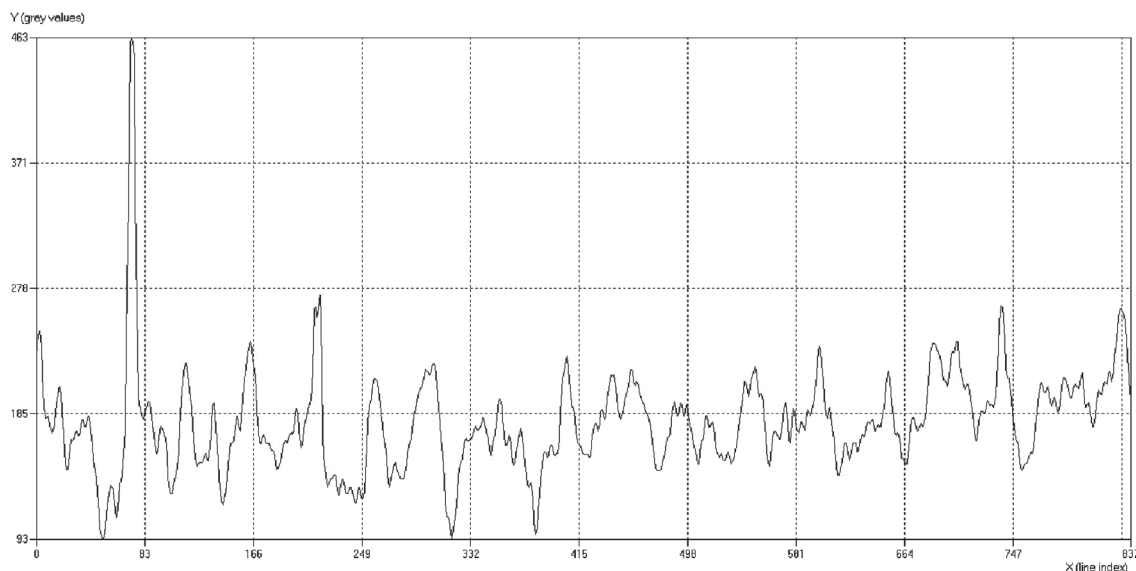


Рис. 4. Профиль для строки 883 на слое 83 реконструированного с априорной поддержкой изображения фантома Mammography Phantom BR3D

шумленое» изображение $f[9]$, где λ –положительный параметр, который используется в итерационном процессе.

$$\lim_{k \rightarrow \infty} u^k = u^* \text{ если } 0 < \lambda/\mu < 1/8.$$

Экспериментальные результаты

На рис. 1, 2 показаны рентгеновская проекция для угла 0° и горизонтальный слой трехмерного изображения, реконструированного без априорной поддержки. На рис. 3, 4 приведены профили слоев трехмерных изображений.

Время реконструкции трехмерного изображения размерностью $2048 \times 2048 \times 128$ вокселей составило 20 секунд.

Заключение

В статье предложен разработанный авторами алгоритм реконструкции трехмерных изображений для круговой схемы сканирования в коническом пучке рентгеновских лучей.

Показано, что с помощью использования графического процессора и библиотеки OpenGL можно более чем на порядок повысить быстродействие алгоритма, а одновременное ис-

пользование регуляризации методом анизотропной тотальной вариации обеспечило значительное сокращение шумовой составляющей при одновременном сохранении хорошего контраста реконструируемого изображения даже для углового обзора 40° .

Литература

1. **Niklason L. T.** Digital tomosynthesis in breast imaging. / L. T. Niklason // Radiology –1997.– v.205.– P. 399–406.
2. **Wu T.** Tomographic mammography using a limited number of low-dose cone-beam projection images / T. Wu // Med. Phys –2003.– v.30. – P. 365–380.
3. **Kopans D.** Digital tomosynthesis and other applications / D. Kopans // RSNA Program Book 2005 –2005.– P. 130.
4. **Ziedses des Plante, B. G.** Eine neue methode zur differenzierung in der roentgenographie (planigraphie) / B. G. Ziedses des Plante // Acta Radiologica –1932.– v.13.– P. 182–192.
5. **Dobbins J. T., Godfrey D. J.** Digital X-Ray Tomosynthesis: current state of the art and clinical potential / J. T. Dobbins, D. J. Godfrey // Phys. Med. Biol. – 2003.–v.48. –P. 65–106.
6. **Andersen A. H.** Algebraic reconstruction in CT from limited views / A. H. Andersen // IEEE Trans. Med. Imag. – 1989. – Vol. 8. – P. 50–55.
7. **Segal M.** Fast shadows and lighting effects using texture mapping / M. Segal, C. Korobkin, R. van Widenfelt, J. Foran, and P. E. Haeberli // SIGGRAPH'92. – 1992. – Vol. 26. – P. 249–252.
8. **Венгринович В. Л.** Итерационные методы томографии / В. Л. Венгринович, С. А. Золотарев // Минск: «Белорусская наука», – 2009. – 227 с.
9. **Jia R. Q.** A fast algorithm for the total variation model of image denoising / H. Q. Zhao // Adv. Comput. Math. –2010.– v.33.– P. 231–241.

Поступила 12.06.15.

S. A. ZOLOTAREV, M. A. MIRZAVAND

THREE-DIMENSIONAL RECONSTRUCTION BY SART METHOD WITH MINIMIZATION OF THE TOTAL VARIATION

Computed tomography is still being intensively studied and widely used to solve a number of industrial and medical applications. The algebraic reconstruction method with simultaneous iterations SART considered in this work as one of the most promising of iterative methods, suitable for the tomographic problems. Graphics processor is used to accelerate the speed of the reconstruction. The method of minimizing the total variation (TV) is used as a priori support for the regularization of the iterative process and to overcome the incompleteness of the information.