

На пути к контролируемой томографической реконструкции: сравнение сходимости алгоритмов на синтетических данных*

Ж.В. Солдатова^{IV}, А.С. Ингачева^{II}, М.В. Чукалина^{IV}, С.М. Червоноокая^{VI}, К.Б. Булатов^{III}

^I ООО «Смарт Энджинс Сервис», г. Москва, Россия

^{II} Институт проблем передачи информации Российской Академии наук, г. Москва, Россия

^{III} Федеральное государственное учреждение «Федеральный исследовательский центр «Информатика и управление» Российской академии наук», г. Москва, Россия

^{IV} Национальный исследовательский технологический университет «МИСиС», г. Москва, Россия

^V Федеральный научно-исследовательский центр «Кристаллография и фотоника» Российской Академии наук, г. Москва, Россия

^{VI} Академия Государственной противопожарной службы МЧС России, г. Москва, Россия

Аннотация. Метод контролируемой томографической реконструкции (КТР) является новейшим методом малодозовой томографической реконструкции. Он позволяет снизить как радиационную нагрузку на объект, так и время проведения измерения. Протокол исследования методом КТР заключается в том, что после сбора нескольких проекций проводится реконструкция, а затем проверка выполнения правила. Измерения останавливаются, если правило выполнено. В противном случае регистрируется следующая серия проекций. Количество и последовательность проекционных углов в серии указываются в протоколе, который формируется по результатам «калибровки» метода. Метод КТР позволяет получить такое же среднее качество реконструкции, что и в ситуации применения стандартного протокола, но при меньшем среднем количестве проекций. Стандартным является протокол последовательного выполнения этапов сбора проекций и реконструкции. В данной работе впервые показано изменение динамики поведения метода КТР при смене алгоритма реконструкции. Эксперименты проводились для алгоритмов FBP, SIRT, SIRT-TV на синтетических данных.

Ключевые слова: компьютерная томография, контролируемая томографическая реконструкция, алгоритм реконструкции, радиационная нагрузка, правило останова.

DOI: 10.14357/20790279220302

Введение

Рентгеновская компьютерная томография (КТ) – это метод неинвазивного исследования внутренней структуры объекта с помощью набора рентгеновских снимков, зарегистрированных под разными углами [1, 2]. Метод с начала 1980–х годов быстро набрал популярность. КТ применяется

уже не только в области медицинской диагностики [3–5], но и в промышленности [6], при создании новых функциональных устройств [7], в биологии [8], сельском хозяйстве [9]. Медицинская КТ широко используется для диагностики заболеваний мягких тканей и костей, точной локализации опухолей и контроля эффективности методов лечения [10]. Однако неизбежным сопутствующим явлением при проведении КТ является полученная объектом дозовая нагрузка [11,12]. Исследования показали [13], что суммарные дозы облучения пациентов превышают установленный предел для

* Работа выполнена при частичной финансовой поддержке РФФИ (20-07-00934) в части построения модели эксперимента и построения математических моделей формирования проекций при поддержке Министерства науки и высшего образования в рамках выполнения работ по Государственному заданию ФНИЦ «Кристаллография и фотоника» РАН.

населения (1 м³ в год), а также отмечено, что в последние годы наблюдается тенденция к увеличению дозовой нагрузки от КТ на население как во всем мире, так и в России [14]. Поэтому одним из наиболее обсуждаемых аспектов КТ является снижение дозовой нагрузки.

В настоящее время снизить дозу можно несколькими способами: либо уменьшить время экспозиции для одной проекции [15], либо уменьшить число регистрируемых проекций [16]. Однако уменьшение времени экспозиции приводит к увеличению шума на проекциях [17]. Уменьшение числа проекций (проекционных углов) приводит к возникновению искажений на восстанавливаемых изображениях [18].

Недавно был предложен принципиально иной подход к снижению дозы и сокращению времени проведения томографического эксперимента – метод контролируемой томографической реконструкции (КТР) [19]. Подход заключается в том, что результаты томографической реконструкции анализируются после получения серии новых проекций и, если точность реконструкции удовлетворяет, принимается решение об остановке процесса сканирования. Основное преимущество подхода заключается в том, что он позволяет достичь заданного качества реконструированного изображения в среднем при меньшем числе зарегистрированных изображений при сравнении с выполнением реконструкции по стандартному протоколу.

В этой работе на синтетических данных проведено исследование динамики положения точки останова в зависимости от выбранной функции оценки точности реконструкции и алгоритма реконструкции. В Разделе 1 описаны основные элементы контролируемой томографической реконструкции. В Разделе 2 представлен используемый тестовый набор изображений и описано получение необходимых для метода КТР данных. Результаты и их обсуждение представлены в Разделе 3.

1. Контролируемая томографическая реконструкция

Пусть в ходе томографического эксперимента зарегистрированы и предварительно обработаны собранные проекции. Они определены для каждого тестового объекта $\theta \in \Theta$ матрицей $P_\theta = (p_{ij}^\theta), i = 1, 2, \dots, N, j = 1, 2, \dots, M$ размерности $N \times M$, где столбцы матрицы соответствуют номеру угла M , под которым снята проекция, а строки – номеру ячейки линейного позиционно-чувствительного детектора N . От каждого объекта $\theta \in \Theta$ построены частичные реконструкции следующим

образом: все проекции были объединены в одно множество – множество столбцов U_θ матрицы P_θ ; далее собранные проекции подавались в некоторой случайной последовательности и объединялись в S – подмножество множества столбцов U_θ , $S = \{p_{j_1}, \dots, p_{j_s} | p_{j_s} \in U_\theta\}$, где s – число проекций подмножества S .

Определим функцию ошибки реконструкции:

$$\epsilon: (f, g) \mapsto \epsilon(f, g) \in \mathbb{R}_{\geq 0}, \text{ где } f, g: \mathbb{R}^2 \rightarrow \mathbb{R}^2. \quad (1)$$

Вид функции $\epsilon(f, g)$ зависит от выбранной для оценки качества метрики. $T = \{FBP, SIRT, SIRT - TV\}$ – множество рассматриваемых алгоритмов томографической реконструкции. $R_S^t = R^t(p_{j_1}, p_{j_2}, \dots, p_{j_s})$ – текущий результат реконструкции объекта $\theta \in \Theta$ выбранным t -ым алгоритмом по подмножеству проекций S . Для поиска точки останова мы использовали функцию суммарных потерь следующего вида:

$$L_{S, \theta, t} = \epsilon(f_\theta, R_S^t) + c * s, c > 0, t \in T, s = |S|, \quad (2)$$

где c – фиксированная стоимость регистрации одной проекции.

Принципиальная схема метода мониторинговой реконструкции представлена на рис. 1.

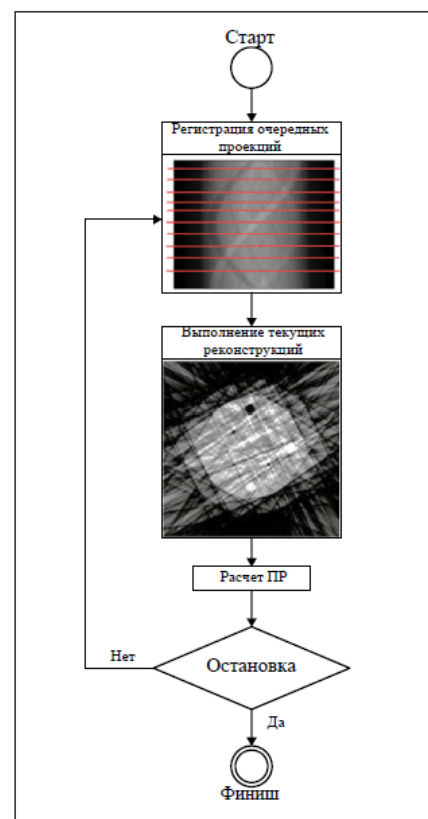


Рис. 1. Принципиальная схема мониторинговой реконструкции

1.1 Алгоритмы реконструкции

В нашем эксперименте были задействованы интегральные и алгебраические методы реконструкции. Интегральные методы дают плохие результаты, если доступно только небольшое количество проекций или если проекции имеют низкий контраст и плохое соотношение сигнал/шум. Алгебраические методы более устойчивы, но они имеют значительно более высокую вычислительную сложность [20].

В качестве интегрального метода реконструкции был выбран Filtered Back Projection (FBP) [21]. В качестве методов алгебраической реконструкции использовались Simultaneous Iterative Reconstruction Technique (SIRT) [22], SIRT with Total Variation (TV) regularization [23].

1.2 Метрики

Для оценки ошибки реконструкции (1) в работе используются три метрики. Первая RSRE широко применяется для сравнения двух изображений [24]. Функция RSRE рассчитывается между реконструкцией R_S^t алгоритмом t от множества проекций S и идеальным изображением θ :

$$RSRE(R_S^t, \theta) = \|R_S^t - \theta\|_2. \quad (3)$$

Вторая метрика NRSRE отличается от (3) нормировкой на вторую норму идеального изображения θ [25]. Метрика рассчитывается по формуле:

$$NRSRE(R_S^t, \theta) = \frac{\|R_S^t - \theta\|_2}{\|\theta\|_2}. \quad (4)$$

Третья метрика S-RSRE отличается нормировкой и проведена на сумму значений пикселей идеального изображения $S(\theta)$ [25]. Рассчитывается по формуле:

$$S - RSRE(R_S^t, \theta) = \frac{\|R_S^t - \theta\|_2}{S(\theta)}. \quad (5)$$

1.3 Правила останова

Правило останова определяется как последовательность функций, где каждая из них представляет собой условную вероятность останова. С помощью данного правила может быть определена случайная величина – точка останова. Правила останова для метрик RSRE (3), NRSRE (4) и S-RSRE (5) записываются в виде

$$N_{\Delta}^{RSRE} = \min\{S \geq 0: E_S(\|R_S^t - R_{S+1}^t\|_2) \leq c\},$$

$$N_{\Delta}^{NRSRE} = \min\{S \geq 0: E_S(\|R_S^t - R_{S+1}^t\|_2) \leq c \cdot \|\theta\|_2\},$$

$$N_{\Delta}^{S-RSRE} = \min\{S \geq 0: E_S(\|R_S^t - R_{S+1}^t\|_2) \leq c \cdot S(\theta)\},$$

где $E_S(\cdot)$ – математическое ожидание при условии, что взяты первые s проекций из множества S .

2. Тестовый набор данных

2.1 Фантомы

Для экспериментов КТР мы использовали шесть изображений размером 512x512 пикселей, моделирующих срезы физических тестовых объектов (фантомов), которые используются для калибровки различных параметров томографических установок. Изображения представлены на рис. 2.

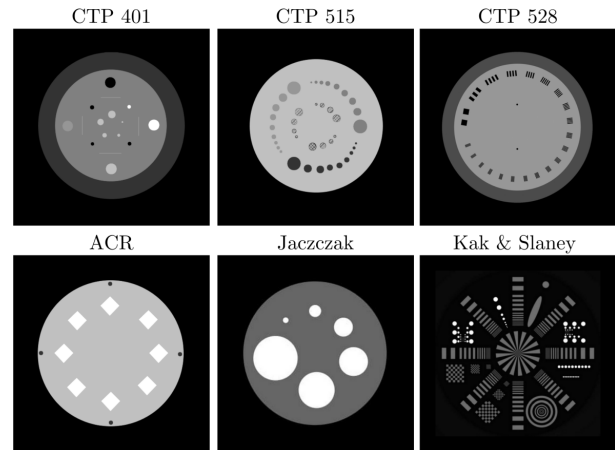


Рис. 2. Фантомы CTP401, CTP515, CTP528, ACR, Jaszczak и Kak & Slaney

Все фантомы представляют собой цилиндры, с различными геометрическими фигурами внутри. Фантомы CTP401, CTP515, CTP528 описаны в работе [26]. CTP401 содержит прямоугольные и круговые элементы различного диаметра. CTP515 состоит из серии круговых элементов различного диаметра, имеющих три уровня яркости. В фантоме CTP528 внутри цилиндра расположено множество прямоугольных вставок, ширина которых составляет от 1 до 21 пикселя. Фантом American College of Radiology (ACR) описан в работе [27]. Он содержит восемь квадратных элементов, а также четыре внешних ориентира для выравнивания фантома относительно оптической оси. Тестовые объекты внутри фантома Jaszczak [28] представляют собой шесть кругов диаметром 36.04, 48.18, 60.32, 72.46, 96.36 и 120.64 пикселей, соответственно. Фантом Kak & Slaney [29] содержит множество многоугольных сеток и круговых элементов.

2.2 Синограммы

Синограмма – это матричное представление набора одномерных проекций двумерного среза объекта, где строки матрицы соответствуют номеру угла, для которого рассчитана проекция, столбцы – номеру ячейки детектора. Элемент синограммы – это соответствующая лучевая сумма от фантома.

Для каждого тестового объекта был получен набор последовательно пронумерованных проекций. Рассчитано 360 проекций в угловом диапазоне от 0 до 180 градусов с угловым шагом 0.5 градусов. На рис. 3. показана синограмма, рассчитанная от фантома СТР 401.

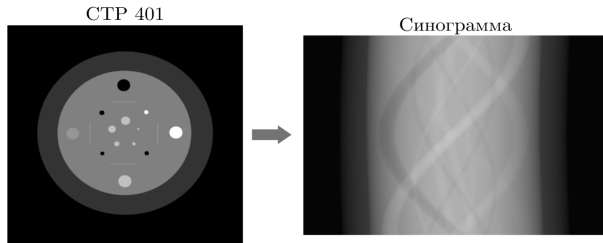


Рис. 3. Синограмма от фантома СТР 401

2.3 Частичные реконструкции

Частичные реконструкции сделаны с помощью программы Smart Tomo Engine [30]. С использованием алгоритмов реконструкции FBP, SIRT, SIRT-TV построено 72 частичных реконструкции для каждого тестового изображения следующим образом: 0-я частичная реконструкция построена от 5 проекций, 1-я от 10 проекций, ..., 71-я от 360 проекций, при этом проекции подаются в случайной последовательности. На рис. 4 показаны частичные реконструкции для фантома СТР 401, полученные с помощью алгоритма реконструкции FBP. Для алгоритмов SIRT и SIRT-TV было выполнено по 100 итераций в каждой частичной реконструкции. Коэффициент регуляризации TV был взят равным 0.005.

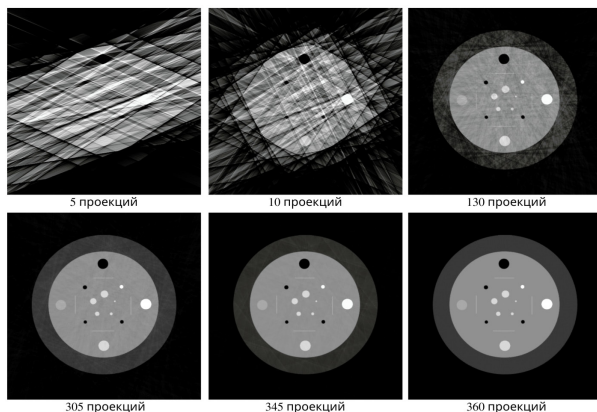


Рис. 4. Набор частичных реконструкций от фантома СТР 401

3. Эксперименты

3.1 Схема экспериментов

Эксперимент по определению всевозможных точек останова начинается с выбора: 1) слу-

чайной последовательности проекционных углов; 2) алгоритма реконструкции; 3) метрики оценки качества реконструированного изображения. От всех тестовых изображений рассчитываются синограммы. С помощью конкретного алгоритма реконструкции рассчитываются частичные. Для каждой полученной частичной реконструкции вычисляются метрики оценки качества. Полученные значения метрик используются при расчете правила останова.

3.2 Результаты и обсуждение

Для иллюстрации динамики сходимости рассматриваемых алгоритмов реконструкции с использованием всех тестовых изображений построены графики зависимости среднего уровня ошибки реконструкции от среднего количества используемых проекций для различных правил останова.

Профили поведения кривых для трех метрик представлены на рис. 5-7. Каждая точка сплошных кривых, соответствующих расчету точек останова методом мониторинговой реконструкции получается следующим образом: фиксируется значение стоимости получения одной проекции, определяется точка останова, т.е. выполняется частичная реконструкция с минимальным набором проекций, определяется точность реконструкции. Если правило не выполнено, то добавляют следующую серию проекций. Эту процедуру выполняют до момента выполнения правила. Координаты точек кривых вычисляются путем усреднения числа проекций, на которых произошла остановка для каждого из объектов. Штриховая кривая (стандартный протокол сканирования в томографическом эксперименте) получается следующим образом: фиксируется количество проекций, для каждого тестового объекта выполняются реконструкции с заданным количеством проекций, считаются метрики и результат усредняется.

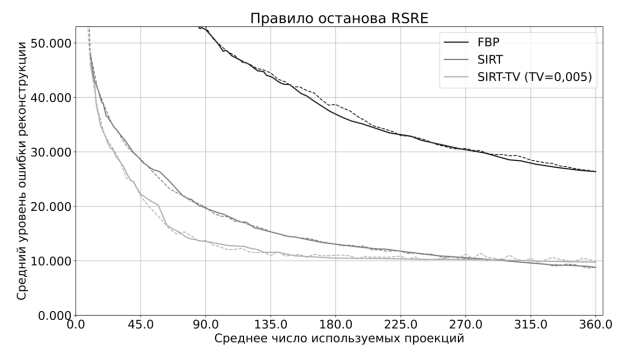


Рис. 5. Динамика поведения среднего уровня ошибки для трех алгоритмов. Использованное правило RSRE

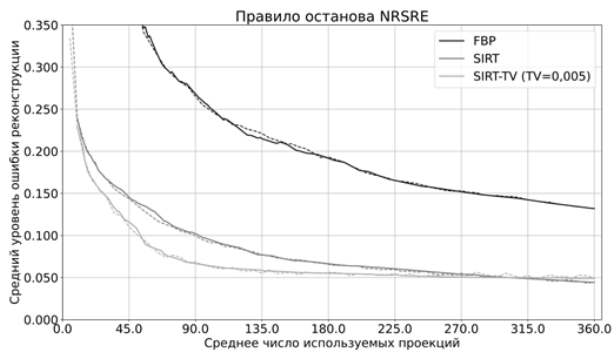


Рис. 6. Динамика поведения среднего уровня ошибки для трех алгоритмов. Использованное правило NRSRE

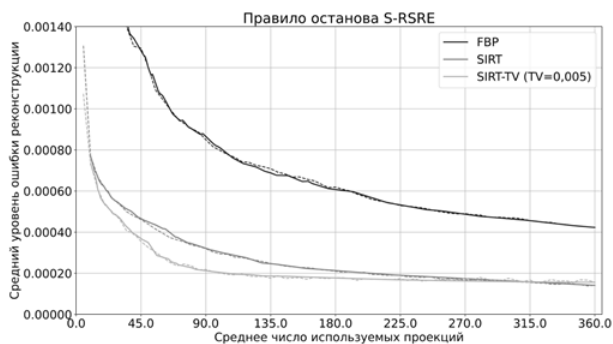


Рис. 7. Динамика поведения среднего уровня ошибки для трех алгоритмов. Использованное правило S-RSRE

По этим графикам хорошо видно, что все алгоритмы реконструкции имеют разную скорость сходимости и разную величину ошибки. Такое поведение объясняется тем, что рассматриваемые алгоритмы относятся к разным классам: один интегральный FBP и два алгебраических SIRT, SIRT-TV. Показано, что выбор точки останова в КТР зависит не только от метрик оценки качества, но и от алгоритма реконструкции. Однако выигрыш, полученный для всех алгоритмов реконструкции, является незначительным из-за одинаковой морфологии тестовых изображений (фантомов).

На примере графика, приведенного на рис. 8., подробнее рассмотрим профиль поведения кривой сходимости для алгоритма реконструкции SIRT с правилом останова NRSRE.

Рассмотрим подробно точки A1, B1 и C1. Точка A1 соответствует использованию КТР. Точки B1 и C1 получены при использовании стандартного протокола сканирования. В точке A1 достигается средний уровень ошибки 0.0453 для всех тестовых объектов при 340 проекциях. При этом в точке B1 средний уровень ошибки реконструкции при том же среднем числе используемых проекций существенно больше. Таким образом можно сделать

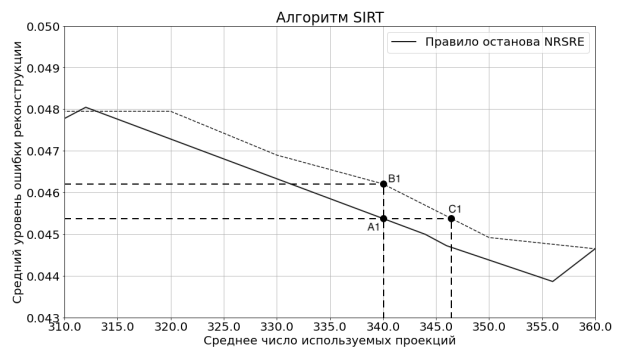


Рис. 8. Динамика поведения среднего уровня ошибки для алгоритма SIRT. Использованное правило NRSRE

вывод о том, что использование КТР позволяет достичь меньшего среднего уровня ошибки реконструкции при одинаковом среднем числе полученных проекций.

В отличие от A1, тот же средний уровень ошибки реконструкции 0.0453 в точке C1 достигается только при 347 проекциях. В данном случае использование КТР позволяет добиться уменьшения среднего числа используемых проекций и тем самым снизить дозу облучения рентгеновским излучением на 14%. Соответственно, разница между точками A1 и C1 показывает выигрыш в дозе облучения, который может быть достигнут при использовании КТР.

Заключение

В работе проведено исследование поведения точки останова в методе контролируемой томографической реконструкции (КТР) при использовании различных алгоритмов томографической реконструкции и функций оценки ее точности. Исследование выполнено на синтетических данных. Показано, что уменьшение среднего числа проекций с сохранением среднего качества при остановке процесса реконструкции по протоколу КТР происходит для всех исследуемых алгоритмов реконструкции, а не только для FBP, как было показано ранее. В первых работах по КТР было показано, что подход КТР дает выигрыш, если точность реконструкции измеряется как расстояние до реконструкции, полученной с помощью всего имеющегося набора проекций. В этой работе также было показано, что выигрыш присутствует, если в качестве целевого изображения рассматривается исходный фантом, от которого рассчитывались проекции. В данном случае целевое изображение не зависит от алгоритма реконструкции, что позволило сравнивать алгоритмы между собой.

Литература

1. *Kak A.C., Slaney M.* Principles of computerized tomographic imaging. Society for Industrial and Applied Mathematics. 2001.
2. *Bulatov K.B., Chukalina M.V., Nikolaev D.P.* Fast X-ray sum calculation algorithm for computed tomography problem //Вестник Южно-Уральского государственного университета. Серия: Математическое моделирование и программирование. 2020. Т. 13. №. 1. С. 95-106.
3. *Pashina T.A. et al.* Automatic highlighting of the region of interest in computed tomography images of the lungs //Computer Optics. 2020. Т. 44. №. 1. С. 74-81.
4. *Baldacci F. et al.* 3D human airway segmentation from high resolution MR imaging //Eleventh International Conference on Machine Vision (ICMV 2018). SPIE, 2019. Т. 11041. С. 244-250.
5. *Sharma M., Bhatt J.S., Joshi M.V.* Early detection of lung cancer from CT images: nodule segmentation and classification using deep learning //Tenth International Conference on Machine Vision (ICMV 2017). International Society for Optics and Photonics. 2018. Т. 10696. С. 106960W.
6. *Bartscher M., Neuschaefer-Rube U., Wäldele F.* Computed Tomography - a highly potential tool for Industrial quality control and production near measurement// 8th International Symposium on Measurement and Quality Control in Production. Erlangen, Germany. 2004.
7. *Topal E. et al.* Multi-scale X-ray tomography and machine learning algorithms to study MoNi4 electrocatalysts anchored on MoO₂ cuboids aligned on Ni foam //BMC Materials. 2020. Т. 2. №. 1. С. 1-14.
8. *Polikarpov M. et al.* Visualization of protein crystals by high-energy phase-contrast X-ray imaging // Acta Crystallographica Section D: Structural Biology. 2019. Т. 75. №. 11. С. 947-958.
9. *Данильчук Т.Н., Асадчиков В.Е., Бузмаков А.В., Золотов Д.А.* Рентгеновская томография при исследовании изменений структуры зерновок в процессе солодоращения // Пиво и напитки.- 2008. - №2. URL: <https://cyberleninka.ru/article/n/rentgenovskaya-tomografiya-pri-issledovanii-izmeneniy-struktury-zernovok-v-protsesse-solodorascheniya>.
10. *Прокон М., Галански М.* Спиральная и многослойная компьютерная томография //Учебное пособие. 2007. Т. 2.
11. *Brenner D.J., Hall E.J.* Computed tomography - an increasing source of radiation exposure //New England journal of medicine. 2007. Т. 357. №. 22. С. 2277-2284.
12. *Маткевич Е.И., Синицын В.Е., Меришина Е.А.* Сравнительный анализ доз облучения пациентов при компьютерной томографии в федеральном лечебном учреждении //Вестник рентгенологии и радиологии. 2016. Т. 97. №. 1. С. 33-39.
13. *Маткевич Е.И., Иванов И.В.* Направления снижения дозы облучения при компьютерной томографии //Research'n Practical Medicine Journal. 2018. Т. 5. №. Спецвыпуск 2. С. 48-49.
14. *Slovits T.L.* The ALARA concept in pediatric CT: myth or reality? //Radiology. 2002. Т. 223. №. 1. С. 5-6.
15. *Mittal T.K., Rubens M.B.* Computed tomography techniques and principles. Part A. Electron beam computed tomography //Noninvasive Imaging of Myocardial Ischemia. Springer, London. 2006. С. 93-98.
16. *MacGregor K. et al.* Identifying institutional diagnostic reference levels for CT with radiation dose index monitoring software //Radiology. 2015. Т. 276. №. 2. С. 507-517.
17. *Азнауров В.Г.* МСКТ с низкой лучевой нагрузкой в визуализации новообразований печени и поджелудочной железы. Дис. канд. мед. наук: 14.01.13. М. 2018. С. 99.
18. *Лихачев А.В.* Повышение контрастности малоракурсных томограмм, полученных алгебраическими алгоритмами реконструкции // Вычислительные технологии. 2009. Т. 14. №. 3. С. 37-47.
19. *Bulatov K. et al.* Monitored reconstruction: Computed tomography as an anytime algorithm // IEEE Access. 2020. Т. 8. С. 110759-110774.
20. *Buzug T.M., Thorsten M.* Computed tomography //Springer handbook of medical technology. Springer, Berlin, Heidelberg. 2011. С. 311-342.
21. *Basu S., Bresler Y.* Filtered backprojection reconstruction algorithm for tomography //IEEE Transactions on Image Processing. 2000. Т. 9. №. 10. С. 1760-1773.
22. *Gordon R., Bender R., Herman G.T.* Algebraic reconstruction techniques (ART) for three-dimensional electron microscopy and X-ray photography //Journal of theoretical Biology. 1970. Т. 29. №. 3. С. 471-481.
23. *Sidky E. Y., Pan X.* Image reconstruction in circular cone-beam computed tomography by constrained, total-variation minimization //Physics in Medicine & Biology. 2008. Т. 53. №. 17. С. 4777.
24. *Chai T., Draxler R.R.* Root mean square error (RMSE) or mean absolute error (MAE) // Geoscientific Model Development Discussions. 2014. Т. 7. №. 1. С. 1525-1534.

25. Щербаков М.В. и др. Обзор показателей ошибок прогноза // World applied sciences journal. 2013. 24(24). С. 171-176.
26. Garcia-Ramirez J.L. et al. Performance evaluation of an 85-cm-bore X-ray computed tomography scanner designed for radiation oncology and comparison with current diagnostic CT scanners // International Journal of Radiation Oncology* Biology* Physics. 2002. Т. 52. №. 4. С. 1123-1131.
27. Mansour Z. et al. Quality control of CT image using American College of Radiology (ACR) phantom //The Egyptian journal of Radiology and nuclear medicine. 2016. Т. 47. №. 4. С. 1665-1671.
28. Correia J.A. A Novel High Resolution Positron Emission Tomography System for Measurement of Bone Metabolism. MASSACHUSETTS GENERAL HOSPITAL BOSTON, 2003.
29. Faragó T. et al. syris: a flexible and efficient framework for X-ray imaging experiments simulation //Journal of Synchrotron Radiation. 2017. Т. 24. №. 6. С. 1283-1295.
30. Description of the smart tomo engine software. [Электронный ресурс]. URL: <https://smartengines.com/ocr-engines/tomo-engine> (дата обращения 19.05.22)

Солдатова Жанна Валерьевна. Национальный исследовательский технологический университет «МИСиС», г. Москва, Россия. Студент КИК, ИТНК. Область научных интересов: вычислительная математика, информационные технологии. E-mail: zhanna.soldatova@icloud.com

Ингачева Анастасия Сергеевна. ИППИ РАН, г. Москва, Россия. Младший научный сотрудник. Количество печатных работ: 64. Область научных интересов: компьютерная томография, обработка изображений, методы оптимизации. E-mail: a.ingacheva@smartengines.ru

Чукалина Марина Валерьевна. ФНИЦ «Кристаллография и фотоника» РАН, г. Москва, Россия. Старший научный сотрудник, кандидат физико-математических наук. Количество печатных работ: 189. Область научных интересов: прямые и обратные задачи в области микроскопии и томографии. E-mail: m.chukalina@smartengines.ru (ответственная за переписку)

Червоноокая Светлана Михайловна. Академия Государственной противопожарной службы Министерства Российской Федерации по делам гражданской обороны, чрезвычайным ситуациям и ликвидации последствий стихийных бедствий, г. Москва, Россия. Доцент кафедры механики и инженерной графики. Количество печатных работ: 31. Область научных интересов: инженерная графика, компьютерная графика. E-mail: svetamc@mail.ru

Булатов Константин Булатович. Федеральное государственное учреждение «Федеральный исследовательский центр «Информатика и управление» Российской академии наук», г. Москва, Россия. Старший научный сотрудник, кандидат технических наук. Количество печатных работ: 46. Область научных интересов: компьютерное зрение, обработка изображений, теория принятия решений, информационные технологии. E-mail:kbulatov@smartengines.com

Towards monitored tomographic reconstruction: the comparison of algorithms convergence on synthetic data

Z. Soldatova^{I,IV}, A. Ingacheva^{II}, M. Chukalina^{I,V}, S. Chervonookaya^{VI}, K. Bulatov^{I,III}

^I Smart Engines Service LLC, Russia, Moscow

^{II} Institute for Information Transmission Problems RAS, Russia, Moscow

^{III} Federal Research Center “Computer Science and Control” of the Russian Academy of Sciences, Russia, Moscow

^{IV} National University of Science and Technology MISIS, Russia, Moscow

^V FSRC “Crystallography and Photonics” RAS, Russia, Moscow

^{VI} State Fare Academy of Emercom of Russia, Russia, Moscow

Abstract. Monitored tomographic reconstruction (MTR) is a novel approach of dose reduction in computed tomography (CT), which also allows to reduce experiment time in micro tomography setups. The core of MTR is simultaneous projection data registration and its reconstruction with the stop of acquisition process after some predefined quality has been achieved. The order of projection acquisition is defined in the scanning protocol by the means of calibration on the test objects of a similar structure and under similar experimental conditions. The MTR is able to achieve a fixed average reconstruction quality with lower average dose/projection count than the conventional CT protocols allows. In the present work we study MTR on the synthetic data for three different reconstruction algorithms (FBP, SIRT, SIRT-TV) and three different image quality metrics. We found that even though the optimal projections count under predefined quality is algorithm and metric dependent, the general idea still holds, and the gain of MTR over conventional protocol can be achieved.

Keywords: *computed tomography, monitored tomography reconstruction, reconstruction algorithm, quality function, dose reduction, stopping rule.*

DOI: 10.14357/20790279220302

References

1. Kak A.C., Slaney M. Principles of computerized tomographic imaging. Society for Industrial and Applied Mathematics. 2001.
2. Bulatov K.B., Chukalina M.V., Nikolaev D.P. Fast X-ray sum calculation algorithm for computed tomography problem // Bulletin of the South Ural State University. Ser. Mathematical Modelling, Programming & Computer Software. 2020. V. 13. No. 1. P. 95-106.
3. Pashina T.A. et al. Automatic highlighting of the region of interest in computed tomography images of the lungs // Computer Optics. 2020. V. 44. No. 1. P. 74-81.
4. Baldacci F. et al. 3D human airway segmentation from high resolution MR imaging // Eleventh International Conference on Machine Vision (ICMV 2018). SPIE, 2019. V. 11041. P. 244-250.
5. Sharma M., Bhatt J.S., Joshi M.V. Early detection of lung cancer from CT images: nodule segmentation and classification using deep learning // Tenth International Conference on Machine Vision (ICMV 2017). International Society for Optics and Photonics, 2018. V. 10696. P. 106960W.
6. Bartscher M., Neuschaefer-Rube U., Wäldele F. Computed Tomography – a highly potential tool for Industrial quality control and production near measurement // 8th International Symposium on Measurement and Quality Control in Production, Erlangen, Germany. 2004.
7. Topal E. et al. Multi-scale X-ray tomography and machine learning algorithms to study MoNi4 electrocatalysts anchored on MoO₂ cuboids aligned on Ni foam // BMC Materials. 2020. V. 2. No. 1. P. 1–14.
8. Polikarpov M. et al. Visualization of protein crystals by high-energy phase-contrast X-ray imaging // Acta Crystallographica Section D: Structural Biology. 2019. V. 75. No 11. P. 947-958.
9. Porosity estimation method by X-ray computed tomography. – Available at: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0920410505000586> (accessed 19.11.2021).
10. Prokop M., Galansky M. Spiral and multilayer computed tomography // Study guide. [Spiral'naya i mnogoslojnaya komp'yuternaya tomografiya // Uchebnoe posobie.] 2007. V. 2.
11. Brenner D.J., Hall E.J. Computed tomography - an increasing source of radiation exposure // New England journal of medicine. 2007. V. 357. No 22. P. 2277-2284.
12. Matkevich E.I., Sinitsyn V.E., Mershina E.A. Comparative analysis of radiation doses of patients with computed tomography in a federal medical institution // Bulletin of Radiology and Radiology. [Sravnitel'nyj analiz doz oblucheniya pacientov pri komp'yuternoj tomografii v federal'nom lechebno-m uchrezhdenii // Vestnik rentgenologii i radiologii.] 2016. T. 97. №. 1. P. 33-39.

13. *Matkevich E.I., Ivanov I.V.* Directions of radiation dose reduction in computed tomography [Napravleniya snizheniya dozy oblucheniya pri komp'yuternoj tomografii] //Research'n Practical Medicine Journal. 2018. V. 5. No Special Issue 2. P. 48-49.
14. *Slovits T.L.* The ALARA concept in pediatric CT: myth or reality? //Radiology. 2002. V. 223. No 1. P. 5-6.
15. *Mittal T.K., Rubens M.B.* Computed tomography techniques and principles. Part A. Electron beam computed tomography // Noninvasive Imaging of Myocardial Ischemia. Springer, London. 2006. P. 93-98.
16. *MacGregor K. et al.* Identifying institutional diagnostic reference levels for CT with radiation dose index monitoring software //Radiology. 2015. V. 276. No 2. P. 507-517.
17. *Karmazanovsky G.G.* MSCT with low radiation load in the visualization of neoplasms of the liver and pancreas [MSKT s nizkoj luchevoj nagruzkoy v vizualizacii no-voobrazovaniy pecheni i podzheludochnoj zhelezy].
18. *Likhachev A.V.* Increasing the contrast of low-grade tomograms obtained by algebraic reconstruction algorithms //Computing technologies. [Povyshenie kontrastnosti malorakursnyh tomogramm, poluchennyh algebraicheskimi algoritmami rekonstrukcii //Vychislitel'nye tekhnologii.] 2009. V. 14. No 3. P. 37-47.
19. *Bulatov K. et al.* Monitored reconstruction: Computed tomography as an anytime algorithm //IEEE Access. 2020. V. 8. P. 110759-110774.
20. *Buzug T.M., Thorsten M.* Computed tomography // Springer handbook of medical technology. Springer, Berlin, Heidelberg. 2011. P. 311-342.
21. *Basu S., Bresler Y.* Filtered backprojection reconstruction algorithm for tomography //IEEE Transactions on Image Processing. 2000. V. 9. No 10. P. 1760-1773.
22. *Gordon R., Bender R., Herman G.T.* Algebraic reconstruction techniques (ART) for three-dimensional electron microscopy and X-ray photography //Journal of theoretical Biology. 1970. V. 29. No 3. P. 471-481.
23. *Sidky E.Y., Pan X.* Image reconstruction in circular cone-beam computed tomography by constrained, total-variation minimization //Physics in Medicine & Biology. 2008. V. 53. No 17. P. 4777.
24. *Chai T., Draxler R.R.* Root mean square error (RMSE) or mean absolute error (MAE) //Geoscientific Model Development Discussions. 2014. V. 7. No 1. P. 1525-1534.
25. *Shcherbakov M.V. et al.* Overview of forecast error indicators [Obzor pokazatelej oshibok prognoza] // World applied sciences journal. 2013. 24(24). P. 171-176.
26. *Garcia-Ramirez J.L. et al.* Performance evaluation of an 85-cm-bore X-ray computed tomography scanner designed for radiation oncology and comparison with current diagnostic CT scanners //International Journal of Radiation Oncology* Biology* Physics. 2002. V. 52. No 4. P. 1123-1131.
27. *Mansour Z. et al.* Quality control of CT image using American College of Radiology (ACR) phantom // The Egyptian journal of Radiology and nuclear medicine. 2016. V. 47. No 4. P. 1665-1671.
28. *Correia J.A.* A Novel High Resolution Positron Emission Tomography System for Measurement of Bone Metabolism. Massachusetts general hospital Boston. 2003.
29. *Faragó T. et al.* syris: a flexible and efficient framework for X-ray imaging experiments simulation // Journal of Synchrotron Radiation. 2017. V. 24. No 6. P. 1283-1295.
30. Description of the smart tomo engine software. Available at: <https://smartengines.com/ocr-engines/tomo-engine> (accessed 19.05.22).

Soldatova Zhanna. National University of Science and Technology MISIS, Moscow, Russia. Student of KIK, ITNK. Scientific interests: computational mathematics, information technology. E-mail: zhanna.soldatova@icloud.com

Ingacheva Anastasia. Junior Researcher IITP RAS. Moscow, Russia. E-mail: a.ingacheva@smartengines.ru.

Chukalina Marina. FSRC "Crystallography and Photonics" RAS, Moscow, Russia. Senior researcher. Number of publications: 189. Scientific interests: direct and inverse problems in Microscopy and tomography. E-mail: m.chukalina@smartengines.ru

Chervonookaya Svetlana. Federal State Budgetary Educational Institution of Higher Education Academy of the State Fire Service of the Ministry of the Russian Federation for Civil Defense, Emergencies and Elimination of Consequences of Natural Disasters (Academy of the State Border Service of the Ministry of Emergency Situations of Russia), Moscow, Russia. Associate Professor of the Department of Mechanics and Engineering Graphics, Associate Professor. Number of printed works: 31. Research interests: engineering graphics, computer graphics. E-mail: svetamc@mail.ru

Konstantin Bulatov. Federal Research Center "Computer Science and Control" of Russian Academy of Sciences, Moscow, Russia. Senior researcher, Ph.D. Number of publications: 46. E-mail: kbulatov@smartengines.com