

УДК 616-073.756.8

МЕТОДЫ ПРЕДОБРАБОТКИ ТОМОГРАФИЧЕСКИХ ИЗОБРАЖЕНИЙ С УЧЁТОМ ТЕРМИЧЕСКОЙ НЕСТАБИЛЬНОСТИ РЕНТГЕНОВСКОЙ ТРУБКИ

© А. С. Ингачева^{1,2}, А. Б. Бузмаков²

¹Институт проблем передачи информации им. А. А. Харкевича РАН,
127051, Москва, Большой каретный переулок, 19, стр. 1

²ФНИЦ «Кристаллография и фотоника» РАН,
119333, Москва, Ленинский проспект, 59
E-mail: ingacheva@gmail.com

Для правильной численной интерпретации результатов томографического эксперимента, т. е. оценки коэффициентов ослабления исследуемого объекта, важно уметь получать реконструкции высокого качества, которое напрямую зависит от работы с зарегистрированными во время эксперимента данными. Взаимодействие с данными начинается с их подготовки к применению алгоритма реконструкции. Обязательная обработка данных состоит из вычета темнового тока, нормирования на «пустой» пучок и логарифмирования. Однако на практике такой обработки для получения качественной реконструкции недостаточно, поскольку экспериментальные данные зачастую не соответствуют теоретическим идеальным, заложенным в модель эксперимента. Полученные данные зашумлены, а во время длительных экспериментов может измениться геометрическая схема измерений. Проанализированы возможные искажения данных во время эксперимента и предложены два вида коррекции проекционных данных. Первая коррекция направлена на поправку изменения положения центра пучка рентгеновского излучения, вторая учитывает и устраняет влияние полихроматичности излучения на результат томографической реконструкции. Модельные и реальные эксперименты подтверждают работоспособность предложенных методов дополнительной обработки томографических данных. Выставленные экспертами параметры совпадают с предложенными параметрами в 90 % случаев.

Ключевые слова: компьютерная томография, артефакты, ужесточение пучка, инвариантность преобразования Радона, дрейф центра пучка рентгеновского излучения.

DOI: 10.15372/AUT20190205

Введение. В промышленных рентгеновских томографах для восстановления внутренней структуры изучаемого объекта в основном используются интегральные методы. Их выбор обоснован быстродействием, однако они работают хорошо только при большом количестве не зашумлённых и не искажённых проекционных данных в предположении, что зондирующее излучение монохроматично. При выполнении этих условий после приведения проекций к линейному виду можно построить обратный оператор, применение которого даст распределение линейных коэффициентов ослабления в исследуемом объекте. На практике экспериментальные данные не соответствуют теоретическим идеальным, так как рентгеновские трубки, использующиеся в качестве источников рентгеновского излучения, обладают рядом ограничений, которые надо учитывать при применении стандартных алгоритмов томографической реконструкции. В данной работе рассмотрим два ограничения.

Первое ограничение связано со свойствами источника рентгеновского излучения. Во время длительных экспериментов происходит дрейф пятна источника рентгеновского излучения, который порождает линейчатые артефакты. Для подавления этого эффекта существует много методов, которые можно разделить на четыре группы. Первая группа

основана на использовании калибровочного фантома для вычисления геометрических изменений, которые затем применяются ко всем другим экспериментам [1]. В настоящее время разрабатываются специальные фантомы, которые помогут определить геометрические искажения во время эксперимента с помощью оптимизационных алгоритмов [2]. Вторая группа основана на использовании специальных маркеров в исследуемом объекте. Например, в [3] для этой цели были предложены небольшие металлические шары, в [4] — метод подсчёта пространственных координат источника рентгеновского излучения на плоскости детектора, а в [5] — усовершенствованный метод одновременного оценивания параметров движения источника и объекта. В [6] был учтён факт, что изменение изображения от одного проекционного угла к другому небольшое, что дало дополнительную точность в оценке параметров искажения. Третья группа базируется на применении алгебраических алгоритмов реконструкции и их модификации [7–9]. В данных методах в минимизируемый функционал включают информацию о возможных искажениях геометрической схемы эксперимента. Недостаток методов этой группы заключается в том, что алгебраические алгоритмы реконструкции недоступны в силу их вычислительной сложности. Четвёртую группу составляют методы, основанные на использовании дополнительной информации, например, проекционные кадры того же экспериментального образца с большим угловым шагом. Таким образом, проводится повторное (контрольное) сканирование, при котором измеряется несколько кадров с большим угловым шагом и затем устанавливается соответствие между кадрами основного эксперимента и кадрами контрольного сканирования [10, 11]. В предлагаемой работе был усовершенствован данный метод — он стал вычислительно менее затратным.

Второе ограничение связано с тем, что в промышленных томографах в качестве источника рентгеновского излучения в основном используются рентгеновские трубки, излучение которых имеет широкий спектр. Интегральные методы заключаются в линеаризации зарегистрированных проекционных данных и применении к ним оператора обратного преобразования Радона. Однако математическая модель формирования проекции при полихроматическом зондировании в общем случае не является линейной. Попытки свести её к линейной при наличии некоторых условий порождают дополнительные артефакты, такие как «эффект чаши». Существующие методы, учитывающие эффект полихроматического излучения, могут быть объединены в четыре группы.

В первую группу входят методы аппаратной фильтрации, которая заключается в использовании металлических пластин для частичного поглощения низкоэнергетической части спектра. Материал и форма фильтров зависят от типа материала анода, тока и пикового напряжения рентгеновской трубки [12, 13]. Хотя аппаратные фильтры снижают количество артефактов на реконструированных изображениях, сокращение количества фотонов приводит к уменьшению отношения сигнал/шум, что вызывает деградацию реконструкций.

Вторая группа включает в себя методы предварительной обработки зарегистрированных проекционных данных, основанных на применении калибровочных кривых. В [14] предложено использовать однопараметрический многочлен 2-й или 3-й степени, а в [15] доказано, что при наличии сильно поглощающих включений в исследуемом объекте надо взять многочлен как минимум 8-й степени.

Третья группа состоит из методов, основанных на использовании томографов с двумя рентгеновскими трубками [16]. Такие томографы позволяют рассчитать два результата реконструкции: один зарегистрирован и снят на высокой энергии, другой — на низкой. Таким образом, можно выбрать энергии, при которых реконструкции будут сильно различаться, что даст подсказку о материале образца. Однако этот метод имеет недостатки, такие как сложность реализации, высокая чувствительность к шуму, а также необходимость

двойного применения рентгеновского излучения, что увеличивает время сканирования и дозу облучения, получаемую образцом.

Четвёртая группа включает в себя методы итерационной коррекции на стадии томографической реконструкции [17, 18]. Например, в [19] предложен итерационный алгоритм, который содержит предположение, что исследуемый объект состоит из двух сильно различающихся по плотности материалов. Разделяя и оценивая величину изменения средней энергии рентгеновского пучка во время реконструкции, можно выполнить покомпонентную коррекцию проекционных данных.

В представленной работе реализуется однопараметрический алгоритм коррекции томографических данных (относящийся к группе предварительной обработки). Дается теоретическое обоснование этого подхода и предлагается способ автоматического определения параметра коррекции. Таким образом, в работе будут рассмотрены два алгоритма предварительной обработки проекционных данных перед их реконструкцией. Применение последовательности алгоритмов предоставит возможность повысить точность томографического эксперимента интегральным методом реконструкции.

Учёт влияния дрейфа центра пучка рентгеновского излучения. В промышленных томографах в качестве источника рентгеновского излучения используются рентгеновские трубки, основными конструктивными элементами которых являются металлические катод и анод. Катод при нагревании испускает электроны. Поток электронов из-за разности потенциалов на катоде и аноде ускоряется и приобретает большую энергию. Полученный ускоренный пучок электронов попадает на положительно заряженный анод, по достижении которого электроны испытывают резкое торможение и моментально теряют большую часть приобретённой энергии. В процессе торможения лишь около 1 % энергии электрона идёт на рентгеновское излучение, а 99 % энергии превращается в тепло. Обычно для предотвращения перегрева анода в рентгеновских трубках применяют системы водяного охлаждения. Однако охлаждение в трубках совершается не моментально, вследствие чего наблюдается сдвиг центра пучка рентгеновского излучения. Изменение центра пучка происходит медленно и в разных направлениях. Чем дальше источник рентгеновского излучения и объект удалены от детектора, но при этом приближены друг к другу, тем сильнее проявляется данный эффект. Такое движение приводит к неучитываемому изменению геометрии измерений и порождает ошибки реконструкции. Для подавления указанного эффекта был использован алгоритм из [10, 11].

Алгоритм коррекции.

1. Проводится томографическое сканирование объекта.
2. Делается ускоренное контрольное сканирование. На этом шаге получают проекционные кадры экспериментального образца, который исследовался в основном эксперименте, но с существенно большим угловым шагом, чем основное сканирование. Считается, что при контрольном сканировании центр рентгеновского пучка не успевает существенно сместиться.
3. Выполняется поиск соответствия между кадрами основного и контрольного экспериментов.
4. Осуществляется поиск пространственного смещения положения текущей проекции относительно контрольной.
5. После того как совмещение по кадрам контрольного сканирования завершается, к оставшимся кадрам применяется процедура смещения с помощью линейной интерполяции зависимости, полученной на шаге 4.

Для поиска смещения в [11] использовался алгоритм полного перебора, время работы которого $O(Q^2Z)$, где Q — размер изображения в пикселах, Z — количество кадров контрольного сканирования. В данной работе применяется алгоритм пирамидального поиска смещения изображений в L1-норме.

Алгоритм пирамидального поиска смещения изображений в L_1 -норме.

1. Поиск параметра максимального снижения размерности изображения, удовлетворяющего двум условиям: параметр должен быть степени 2, линейный размер изображения при снижении размерности должен быть не меньше 32×32 пиксела.

2. С помощью найденного параметра снижаем размерность изображения до минимальной, устанавливаем вертикальный и горизонтальный сдвиги, равные 0 пикселей.

3. Ищем перебором наилучший вертикальный и горизонтальный сдвиги с точки зрения наименьшей разницы изображений в L_1 -норме в окрестности ± 3 пиксела от текущего положения.

4. Найденный сдвиг и текущее изображение увеличиваем в 2 раза. Повторяем шаги 3, 4, пока размер изображения не будет равен исходному.

Время работы предложенного алгоритма $O(DW^2QZ)$, где D — число раз снижения размерности, W — область поиска минимума. Заметим, что на последнем шаге алгоритма линейный размер кадра равен исходному. Так как D и M малы по сравнению с исходным размером кадра, то в оценке скорости работы алгоритма ими можно пренебречь. Скорость работы алгоритма на последней итерации (самой медленной) будет равна $O(QZ)$, что в Q раз быстрее оригинального алгоритма, описанного в [11].

Экспериментальные результаты. Для тестирования алгоритма в представленной работе использовались данные модельного эксперимента. В качестве объекта был взят фантом размером $800 \times 800 \times 400$ пикселей, для которого рассчитывались проекции от 0 до 180° углов с шагом $0,25^\circ$ в конической измерительной схеме с помощью программного обеспечения ASTRA TOOLBOX [20, 21]. Геометрические параметры взяты из лога реального эксперимента со следующими значениями: размер пиксела равен 2,8 мкм, расстояние между источником и объектом — 56,135 м, расстояние между источником и детектором — 225,082 м. Затем модельные проекции контролируемым образом искажались движением источника в горизонтальном направлении, траектория искажения приведена на рис. 1 (кривая 1). Для контрольного сканирования было взято 10 кадров от 0 до 180° углов с шагом 10° . Кривой 2 показан результат работы предложенного алгоритма. Такая же кривая была найдена с помощью алгоритма [11], реализация которого взята из программного обеспечения nRecon.

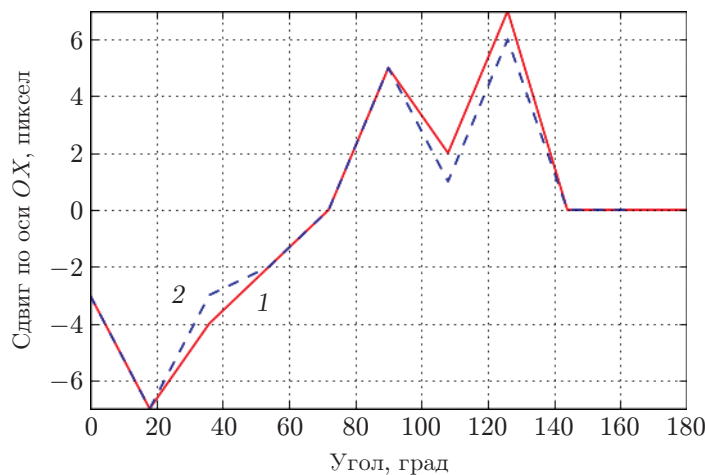


Рис. 1. Траектория для моделирования смещения пучка в горизонтальном направлении

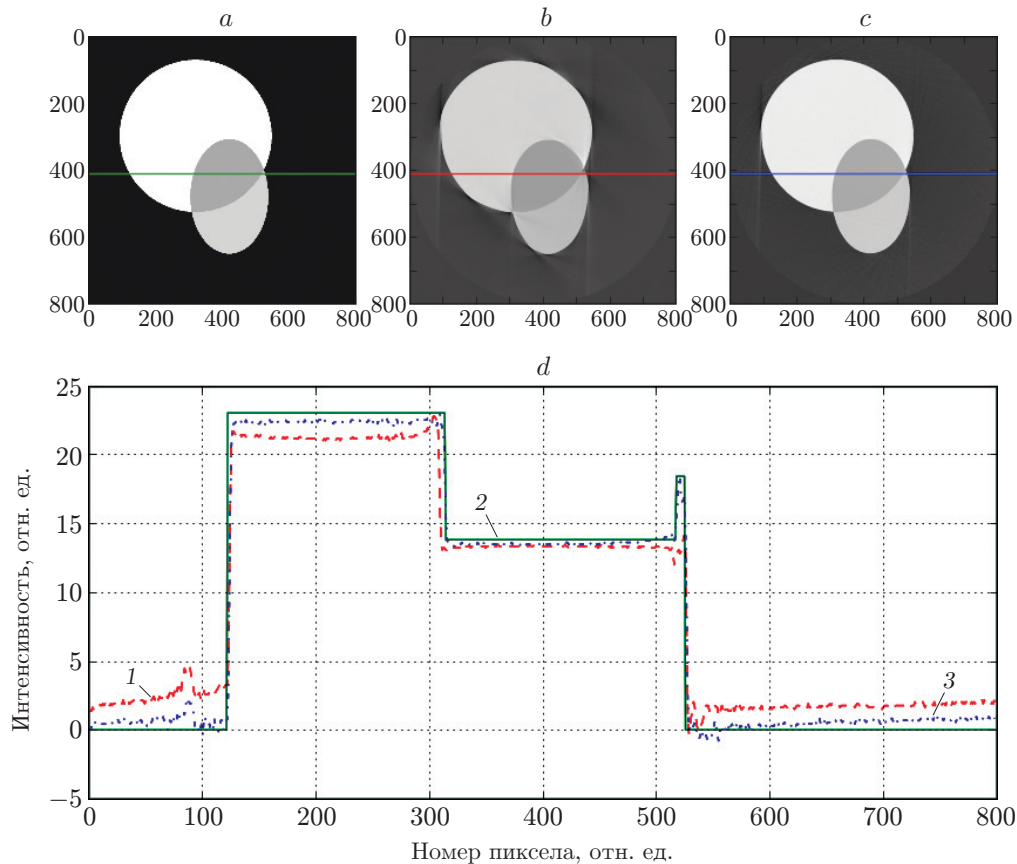


Рис. 2. Реконструкция модельных данных с искажённой траекторией движения центра источника рентгеновского излучения: *a* — фантом для моделирования (1), *b* — реконструкция центрального среза без коррекции (2), *c* — реконструкция модельных данных с коррекцией (3), *d* — сечение по указанной линии на (а)—(с)

Время работы исходного алгоритма [11] равно 8,06 с и предложенного алгоритма — 1,25 с (по контрольным кадрам) на компьютере с параметрами: процессор Intel(R) Core(TM) i7-6700, тактовая частота 2,6 ГГц, объём RAM-памяти 32 Гбайт.

Для реконструкции был использован алгоритм Фельдкампта, результат реконструкции центрального слоя продемонстрировал, что применение алгоритма коррекции позволяет убрать геометрические искажения почти полностью (рис. 2).

Далее этот алгоритм проверялся экспериментально. В качестве образца была взята пробирка с песком, геометрические параметры эксперимента совпадают с модельными. Значения регистрировались от 0 до 202° с угловым шагом 0,1°. Размер детектора 4000 × 4000 пикселей. Результаты работы предложенного алгоритма на реальных данных приведены на рис. 3.

Учёт влияния полихроматического излучения.

Физическая модель полихроматического излучения для объекта, состоящего из одного вещества. Допустим, что зондирующее рентгеновское излучение монохроматично и его интенсивность равна I_0 , тогда интенсивность пучка на выходе описывается с помощью

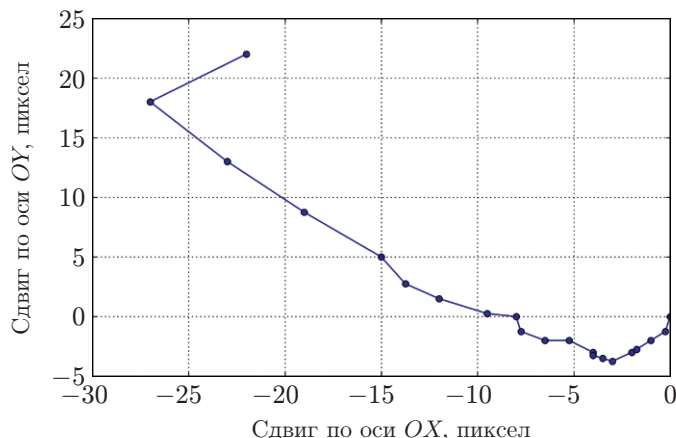


Рис. 3. Траектория смещения пучка источника рентгеновского излучения в горизонтальном и вертикальном направлениях

закона Бугера — Ламберта — Бера

$$I = I_0 \exp \left(- \int_L T(l) dl \right), \quad (1)$$

где L — луч, вдоль которого происходит зондирование, l — координаты луча, $T(l)$ — функция локального поглощения объекта.

При использовании полихроматического излучения выражение (1) усложняется добавлением зависимости регистрируемой интенсивности от энергии, которую можно записать следующим образом:

$$I = \int_E I_0(E) \chi(E) \exp \left(- \int_L T(E, l) dl \right) dE, \quad (2)$$

где $\chi(E)$ — спектральная чувствительность детектора, в монохроматическом случае её можно опустить ввиду наличия последующей нормировки.

Если предположить, что объект состоит из одного вещества (химический состав однороден в масштабах одного пиксела) с удельным коэффициентом линейного ослабления $\mu(E)$ и отличается только его концентрация $c(l)$, то $T(E, l) = \mu(E)c(l)$. Тогда интенсивность, зафиксированную детектором, можно переписать в виде

$$I = \int_E I_0(E) \chi(E) \exp \left(- \int_L \mu(E) c(l) dl \right) dE = \int_E I_0(E) \chi(E) \exp \left(- \mu(E) \int_L c(l) dl \right) dE. \quad (3)$$

При условии $\mu(E) = \text{const}$ на носителе \mathbf{e} -функции получим

$$I = \int_E I_0(E) \chi(E) dE \exp \left(- \mu \int_L c(l) dl \right). \quad (4)$$

Поскольку величины $I_0(E)$, $\chi(E)$ известны, то существует преобразование

$$I' = f(l), \quad (5)$$

при котором будет верно $I' = I'_0 \exp \left(- \int_L c(l) dl \right)$ и будут справедливы формулы обратного преобразования Радона, реализованные в интегральных методах реконструкции. Таким

образом, модель перехода от поли- к монохроматическому излучению при данных допущениях является однопараметрическим преобразованием.

Однопараметрический алгоритм коррекции. Известно, что зависимость коэффициента поглощения исследуемого объекта от энергии аппроксимируется полиномиальной зависимостью [14]. В [22] в качестве функции $f(l)$ из выражения (5) предложено использовать степенную функцию, тогда преобразование будет иметь вид

$$I' = \left(\int_E I_0(E) \chi(E) \exp \left(- \int_L T(E, l) dl \right) dE \right)^\gamma. \quad (6)$$

Таким образом, коррекция полихроматического излучения состоит из попиксельного преобразования зарегистрированных проекционных данных однопараметрическим преобразованием, а именно степенной коррекцией с показателем γ . Для поиска оптимального параметра — показателя γ — предлагается использовать свойство инвариантности суммы строк детектора. При монохроматическом зондировании, идеальных условиях съёмки и размере объекта меньше, чем поле зрения, сумма значений строк детектора является инвариантом, так как её значение остаётся постоянным для любого проекционного угла. Поскольку процедура коррекции полихроматического излучения проводится с целью линеаризовать зависимость ослабления рентгеновского излучения от толщины материала (длины пройденного в материале пути), то для поиска параметра можно предположить выполнение инвариантности преобразования Радона, т. е. сохранение суммы значений строк детектора. Таким образом, алгоритм заключается в следующем: для всех возможных значений показателя γ изменяются соответствующим образом строки детектора и вычисляется дисперсия сумм их значений. В качестве ответа берётся степень, при которой дисперсия минимальна, так как именно она говорит о наименьшем изменении инварианта при переходе от одного проекционного угла к другому. При выполнении эксперимента в параллельной геометрической схеме свойство инвариантности выполняется для всех строк детектора, а в конической — только для центральной. Поэтому алгоритмы для параллельной и конической схем отличаются количеством строк детектора, которое для параллельной будет составлять несколько строк, а для конической — одну центральную строку.

Опишем формально алгоритм вычисления значения показателя γ степенной коррекции в параллельной геометрической схеме. Пусть у нас имеются проекционные данные S размерности $N \times M \times K$, где N — количество строк детектора, M — количество ячеек детектора в одной строке, K — количество проекционных углов.

Алгоритм поиска степенного показателя:

1) Выбираем подмножество строк S' из проекционных данных S , которые удалены от центрального слоя на 1 %: $S' = \{S_i, i \in (0,45N; 0,55N)\}$.

2) Для каждой строки $S'_i \in S'$ производим степенную коррекцию с показателем степени j , $j \in [1, \dots, 250]$.

3) Для проекционного угла k , где $k \in [1, \dots, K]$, вычисляем сумму всех скорректированных значений Sum_{ik}^j , т. е. вычисляем инвариант одной строки проекционных данных.

4) Вычисляем среднее значение по i -строке $M_i[\text{Sum}_{ik}^j]$.

5) Выбираем оптимальное значение параметра степенной коррекции, минимизируя нормализованное среднеквадратичное отклонение по всевозможным степеням коррекции (NRMSD):

$$\min_j \sum_i \sqrt{\sum_k \left(\frac{\text{Sum}_{ik}^j}{M_i[\text{Sum}_{ik}^j]} - 1 \right)^2}. \quad (7)$$

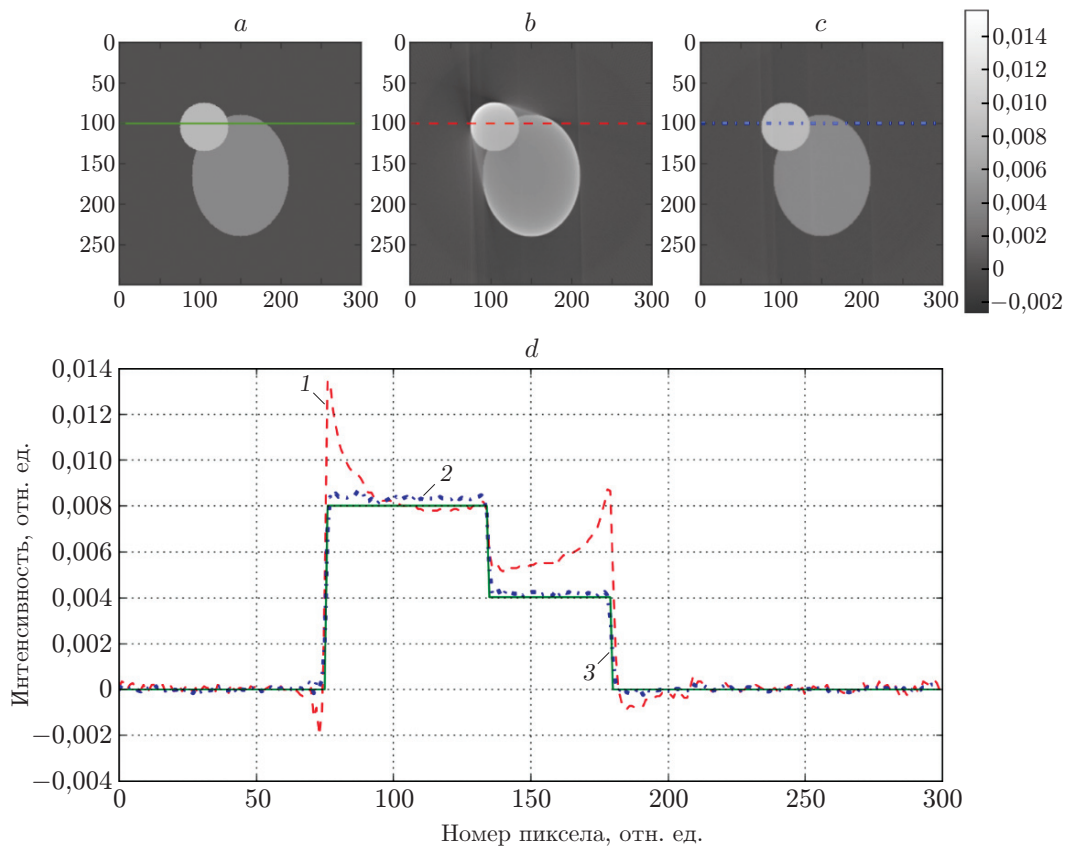


Рис. 4. Результат реконструкции модельных данных: *a* — фантом (1), *b* — реконструкция без коррекции полихроматического излучения (2), *c* — реконструкция с коррекцией ($\gamma = 1,7$) (3), *d* — сечение по указанной линии на (a)–(c)

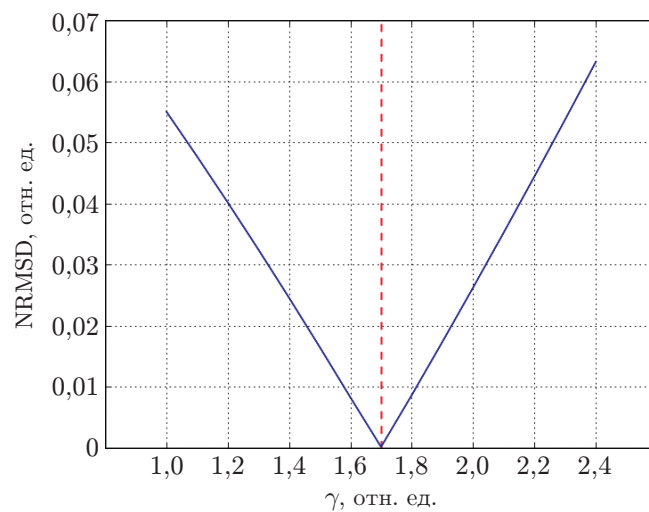


Рис. 5. Динамика поведения радоновского инварианта в зависимости от степени коррекции модельных данных (штриховая линия — моделируемое значение, сплошная линия — стандартное отклонение)

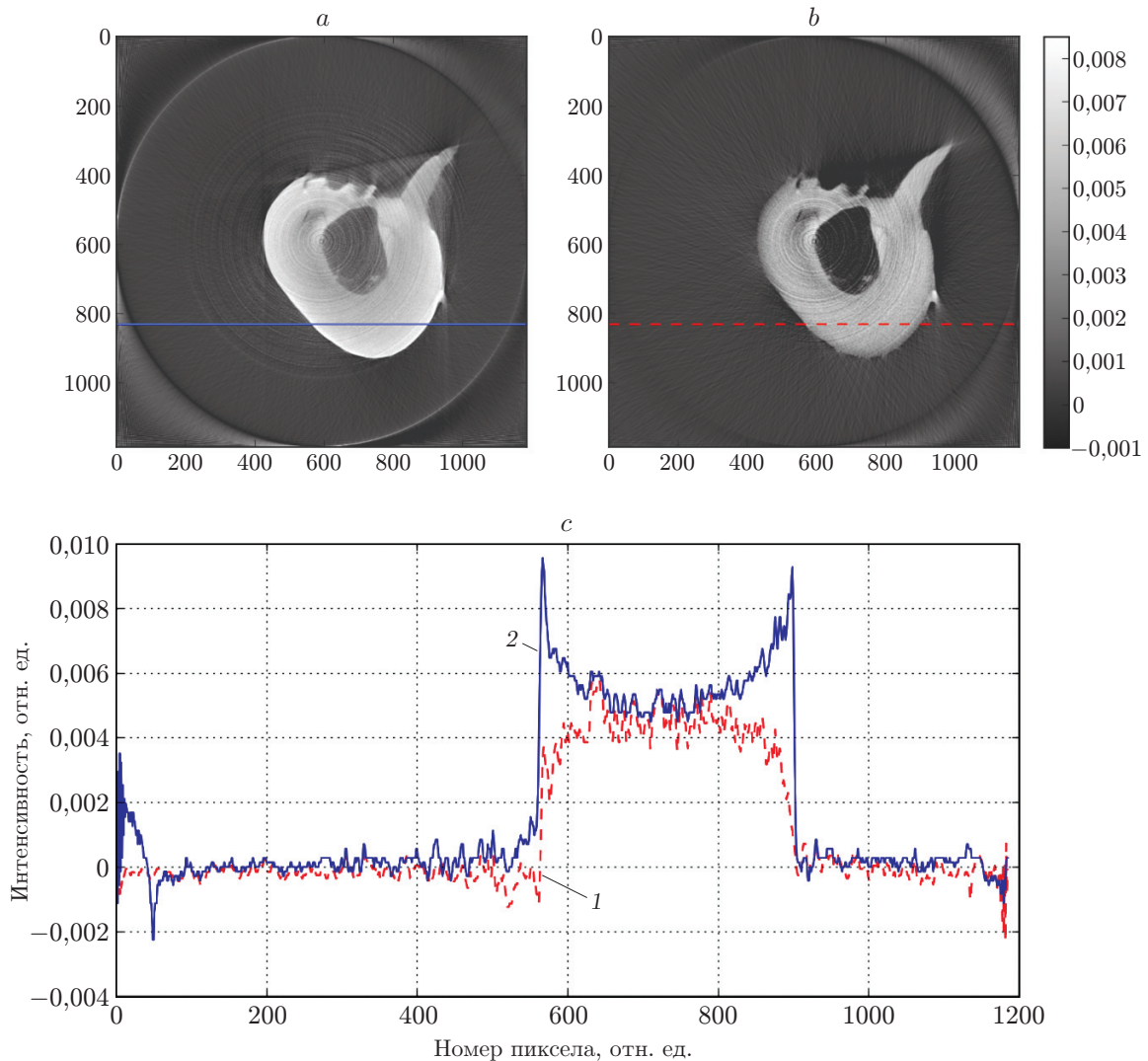


Рис. 6. Реконструкция экспериментальных данных: *a* — реконструкция центрального среза без коррекции на полихроматичность, *b* — реконструкция центрального среза с коррекцией, *c* — сечение по указанной линии на (*a*)—(*b*), кривая 1 — без коррекции, кривая 2 — $\gamma = 2,7$

Данный метод коррекции предложен в [23]. После преобразования изображений с помощью оптимального параметра становится возможным применение алгоритмов реконструкции, созданных для случая монохроматического зондирования.

Результат имитационного моделирования. Для проверки поведения алгоритма проведены модельные эксперименты на фантоме размером $300 \times 300 \times 100$ пикселей. Были вычислены монохроматические томографические проекции в параллельной геометрической схеме от 0 до 180° с угловым шагом $0,2^\circ$, которые затем искажались степенной функцией с показателем степени 1,7.

На рис. 4, *b*—*d* даны результаты реконструкции центрального среза алгоритмом Фельдкампса. На рис. 5 представлена динамика поведения критерия определения оптимального параметра гамма-коррекции.

По результатам реконструкции видно, что на модельных данных алгоритм поиска оптимального параметра точно находит значение, заложенное в модельный эксперимент.

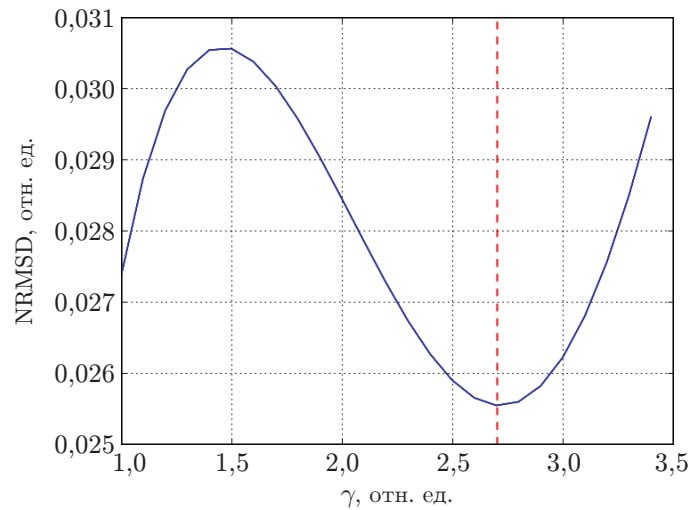


Рис. 7. Динамика поведения радоновского инварианта в зависимости от степени коррекции экспериментальных данных (штриховая линия — моделируемое значение, сплошная линия — стандартное отклонение)

Результат эксперимента. Далее представлены экспериментальные данные работы предложенного алгоритма. В качестве экспериментального образца был взят детский молочный зуб, линейные размеры которого $7 \times 7 \times 12$ мм. Для сбора проекционных данных применялся микротомограф, собранный и функционирующий во ФНИЦ «Кристаллография и фотоника» РАН [24]. В качестве источника излучения использовалась рентгеновская трубка с анодом из молибдена (Mo). Для обеспечения стабильности интенсивности излучения был выбран вакуумный путь. Регистрация проекций осуществлялась с помощью детектора XIMEA-xiRay 11 Mpix. Параметры режима измерения для трубки: напряжение 40 кВ, ток 20 мА и время экспозиции 5 с/ кадр. Расстояние между объектом и источником составляло 1,2 м, а расстояние между объектом и детектором — 0,05 м. Было сделано 400 кадров с постоянным угловым шагом $0,5^\circ$. Разрешение пиксела детектора равно $9 \mu\text{м}$. Геометрическую конфигурацию эксперимента можно рассматривать как параллельную, поскольку угол расходимости рентгеновского излучения составляет менее 1° [25]. Подробнее эксперимент описан в [26].

Для реконструкции экспериментальных данных использовался алгоритм FDK, взятый из библиотеки ASTRA TOOLBOX с открытым исходным кодом [20, 21]. Результаты реконструкции центрального сечения с коррекцией и без приведены на рис. 6.

Значение показателя степени для коррекции на полихроматичность излучения равно 2,7 и найдено с помощью алгоритма определения оптимального параметра. На рис. 6, с видно, что артефакты типа «эффект чаши» корректируются полностью. На рис. 7 представлена динамика поведения критерия определения оптимального параметра степенной коррекции.

Заключение. В данной работе предложен способ предварительной коррекции томографических данных для уменьшения количества артефактов на восстановленных изображениях. А именно предложены два алгоритма: первый алгоритм направлен на подавление термического сдвига центра рентгеновского пятна, второй — на подавление эффекта «ужесточения пучка». Для коррекции термического сдвига был усовершенствован алгоритм оценки сдвигов на основе дополнительного референсного сканирования. Разработанный алгоритм превосходит существующий по скорости в 6,5 раза. Для подавления эффекта ужесточения пучка предложен метод предварительной обработки измеренных в полихро-

матической моде томографических данных, заключающийся в независимом применении корректирующей функции к каждому измеренному значению. Для поиска оптимального значения параметра корректирующей функции был создан алгоритм на основе выполнения свойства сохранения инварианта Радона. Показано, что в результате таких процедур возможно применение как интегральных, так и алгебраических методов реконструкции, разработанных для случая монохроматического зондирования.

Финансирование. Работа выполнена при поддержке Министерства высшего образования и науки в рамках выполнения государственного задания ФНИЦ «Кристаллография и фотоника» РАН (получение экспериментальных данных) и поддержке Российского научного фонда (разработка методов коррекции томографических данных, проект № 17-29-03492).

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. **Sawall S., Knaup M., Kachelrie M.** A robust geometry estimation method for spiral, sequential and circular cone-beam micro-CT // *Med. Phys.* 2012. **39**, N 9. P. 5384–5392. DOI: 10.1118/1.4739506.
2. **Cho Y., Moseley D. J., Siewerdsen J. H., Jaffray D. A.** Accurate technique for geometric calibration of cone-beam CT systems // *Med. Phys.* 2005. **32**, N 4. P. 968–983.
3. **Rougée A., Picard C., Troussset Y., Ponchut C.** Geometrical calibration for 3D X-ray imaging // *Proc. SPIE.* 1993. **1897**. P. 161–169.
4. **Yang M., Sun J., Wang G.** A new method of measuring the origin of the 3D-CT scanning system projection coordinates with high accuracy // *Journ. Shanghai Jiaotong Univers.* 2008. **42**, N 4. P. 590–593.
5. **Yang K., Kwan A. L. C., Miller D. F., Boone J. M.** A geometric calibration method for cone beam CT systems // *Med. Phys.* 2006. **3**, N 6. P. 1695–1700.
6. **Luo S., Zhang B., Wang L. et al.** Correction of geometric artifacts on cone-beam CT system // *Proc. of the 3rd Intern. Congress on Image and Signal Processing (CISP 2010)*. Yantai, China, 16–18 Oct., 2010. Vol. 3. P. 1226–1230.
7. **Debbeler C., Maass N., Elter M. et al.** A new CT rawdata redundancy measure applied to automated misalignment correction // *Proc. of the 12th Intern. Meeting on Fully Three-Dimensional Image Reconstruction in Radiology and Nuclear Medicine*. California, USA, 16–21 June, 2013. Vol. 1. P. 264–267.
8. **Maass N., Dennerlein F., Aichert A., Maier A.** Geometrical jitter correction in computed tomography // *Proc. of the 3rd Intern. Conf. on Image Formation in X-ray Computed Tomography*. Salt Lake City, USA, 22–25 June, 2014. Vol. 1. P. 338–342.
9. **Panetta D., Belcari N., Del Guerra A., Moehrs S.** An optimization-based method for geometrical calibration in cone-beam CT without dedicated phantoms // *Phys. Med. Biol.* 2008. **53**, N 14. P. 3841–3861. DOI: 10.1088/0031-9155/53/14/009.
10. **Salmon P. L., Liu X., Sasov A.** A post-scan method for correcting artefacts of slow geometry changes during micro-tomographic scans // *Journ. X-Ray Sci. Technol.* 2009. **17**, N 2. P. 161–174. DOI: 10.3233/XST-2009-0220.
11. **Sasov A., Liu X., Salmon P. L.** Compensation of mechanical inaccuracies in micro-CT and nano-CT // *Proc. of SPIE.* 2008. **7078**. 70781C. DOI: 10.1117/12.793212.
12. **Jennings R. J.** A method for comparing beam-hardening filter materials for diagnostic radiology // *Med. Phys.* 1988. **15**, N 4. P. 588–599.
13. **Chen S., Xi X., Li L. et al.** A filter design method for beam hardening correction in middle-energy x-ray computed tomography // *Proc. SPIE.* 2016. **10033**. DOI: 10.1117/12.2245152.

14. **Herman G. T.** Correction for beam hardening in computer tomography // *Phys. Med. Biol.* 1979. **24**, N 1. P. 81–106.
15. **Hammersberg P., Mengerd M.** Correction for beam hardening artefacts in computerised tomography // *Journ. X-Ray Sci. Technol.* 1998. **8**, N 1. P. 75–93.
16. **Yu L., Leng S., McCollough C. H.** Dual-energy CT-based monochromatic imaging // *Am. Journ. Roentgenol.* 2012. **199**. P. S9–S15.
17. **Menville N., Goussard Y., Orban D., Soulez G.** Reduction of beam-hardening artifacts in X-ray CT // *Proc. of the 27th Annu. Intern. Conf. IEEE EMBS. Shanghai, China, 1–4 Sept., 2005. Vol. 1.* P. 1865–1868.
18. **Elbarki I. A., Fessler J. A.** Statistical image reconstruction for polyenergetic X-ray computed tomography // *IEEE Trans. Med. Imag.* 2002. **21**, N 2. P. 89–99.
19. **Jin P., Bouman C. A., Sauer K. D.** A model-based image reconstruction algorithm with simultaneous beam hardening correction for X-Ray CT // *IEEE Trans. Computat. Imag.* 2015. **1**. P. 200–216.
20. **Van Aarle W., Palenstijn W. J., Cant J. et al.** Fast and flexible X-ray tomography using the ASTRA Toolbox // *Opt. Express.* 2016. **24**, N 22. P. 25129–25147.
21. **Van Aarle W., Palenstijn W. J., De Beenhouwer J. et al.** The ASTRA Toolbox: A platform for advanced algorithm development in electron tomography // *Ultramicroscopy.* 2015. **157**. P. 35–47. URL: <http://dx.doi.org/10.1016/j.ultramic.2015.05.002> (дата обращения: 22.10.2018).
22. **Salmon P. L., Liu X.** MicroCT bone densitometry: Context sensitivity, beam hardening correction and the effect of surrounding media // *Journ. Sci. Technol.* 2014. **2**. P. 1–25.
23. **Chukalina M., Ingacheva A., Buzmakov A. et al.** Automatic beam hardening correction for CT reconstruction // *Proc. of the 31th Europ. Conf. on Modeling and Simulation. Budapest, Hungary, 23–26 May, 2017. Vol. 1.* P. 270–275.
24. **Buzmakov A., Chukalina M., Nikolaev D. et al.** Monochromatic computed microtomography using laboratory and synchrotron sources and X-ray fluorescence analysis for comprehensive analysis of structural changes in bones // *Journ. Appl. Cryst.* 2015. **48**. P. 693–701.
25. **Muller K.** Fast and accurate three-dimensional reconstruction from cone-beam projection data using algebraic methods: PhD thesis. Columbus: The Ohio State University, 1998. 132 p.
26. **Buzmakov A., Ingacheva A., Prun V. et al.** Analysis of computer images in the presence of metals // *Proc. SPIE.* 2018. **10696**. 106961B.

Поступила в редакцию 22.10.2018

После доработки 21.12.2018

Принята к публикации 28.01.2019