

УДК 616-073.756.8

ЛАБОРАТОРНЫЕ РЕНТГЕНОВСКИЕ МИКРОТОМОГРАФЫ: МЕТОДЫ ПРЕДОБРАБОТКИ ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНЫХ ДАННЫХ

© 2019 г. А. В. Бузмаков^{1, *}, В. Е. Асадчиков^{1, 2}, Д. А. Золотов¹,
М. В. Чукалина¹, А. С. Ингачева¹, Ю. С. Кривоносов¹

¹Институт кристаллографии им. А.В. Шубникова ФНИЦ “Кристаллография и фотоника” РАН, Москва, Россия

²Московский государственный университет им. М.В. Ломоносова, Москва, Россия

*E-mail: buzmakov@crys.ras.ru

Описаны программные методы предобработки рентгеновских данных, позволяющие повысить пространственное разрешение лабораторных рентгеновских микротомографов.

DOI: 10.1134/S0367676519020066

ВВЕДЕНИЕ

Лабораторная рентгеновская микротомография является развитием методики получения высокоразрешающих рентгеновских изображений. Ранее [1] было создано несколько прототипов лабораторных рентгеновских томографов, позволяющих исследовать объекты размером от 0.1 до 100 мм с пространственным разрешением от 1 до 100 мкм. Опыт эксплуатации таких приборов показал, что в лабораторных условиях наиболее востребованными являются измерения с разрешением около 10 мкм и полем зрения 10–20 мм. Высокое пространственное разрешение накладывает строгие требования на механическую стабильность отдельных узлов микротомографа и юстировку всего прибора в целом.

Целью настоящей работы является описание набора программных модулей для отслеживания стабильности и корректировки параметров нового автоматизированного томографа для проведения регулярных исследований.

ОПИСАНИЕ ПРОЦЕССА ОБРАБОТКИ МИКРОТОМОГРАФИЧЕСКИХ ДАННЫХ

Для реконструкции внутренней структуры объекта в рентгеновской томографии используется набор его теневых проекций, полученных путем освещения объекта рентгеновскими лучами с различных направлений. Математически задача компьютерной томографии сводится к восстановлению функции нескольких переменных по известным интегралам от нее вдоль некоторых траекторий (чаще всего прямых) [2].

Ранее нами был создан лабораторный рентгеновский микротомограф, предназначенный для проведения томографических измерений с разрешением 10 мкм при поле зрения до 20 мм [3]. В

разработанном лабораторном микротомографе используется алгебраическая процедура реконструкции основанная на методе сопряженных градиентов (CGLS) из пакета “ASTRA Toolbox” [4]. Для получения корректных результатов томографической реконструкции на исходные экспериментальные данные накладываются следующие необходимые требования:

1. Интегральное поглощение объекта не должно меняться во время проведения эксперимента (сохранение инварианта Радона)

2. Ось вращения объекта должна быть вертикальной относительно строк рентгеновского детектора и располагаться по центру детектора

Нарушение этих требований приводит к появлению артефактов (ошибок) томографической реконструкции.

Блок предварительной обработки данных

Блок предварительной обработки данных позволяет контролировать и корректировать сохранение инварианта Радона на рентгеновских проекциях. На этом этапе происходит процедура коррекции рентгеновских проекций: удаление темнового тока детектора и нормировка данных относительно интенсивности падающего излучения в отсутствие объекта. На рис. 1 представлены характерные необработанные рентгеновские изображения: рентгеновский пучок без объекта, темновой ток детектора (изображение в отсутствие рентгеновского пучка) и изображение объекта.

На рис. 2 представлено отнормированная рентгеновская проекция объекта с коррекцией на форму рентгеновского пучка и собственный шум детектора.

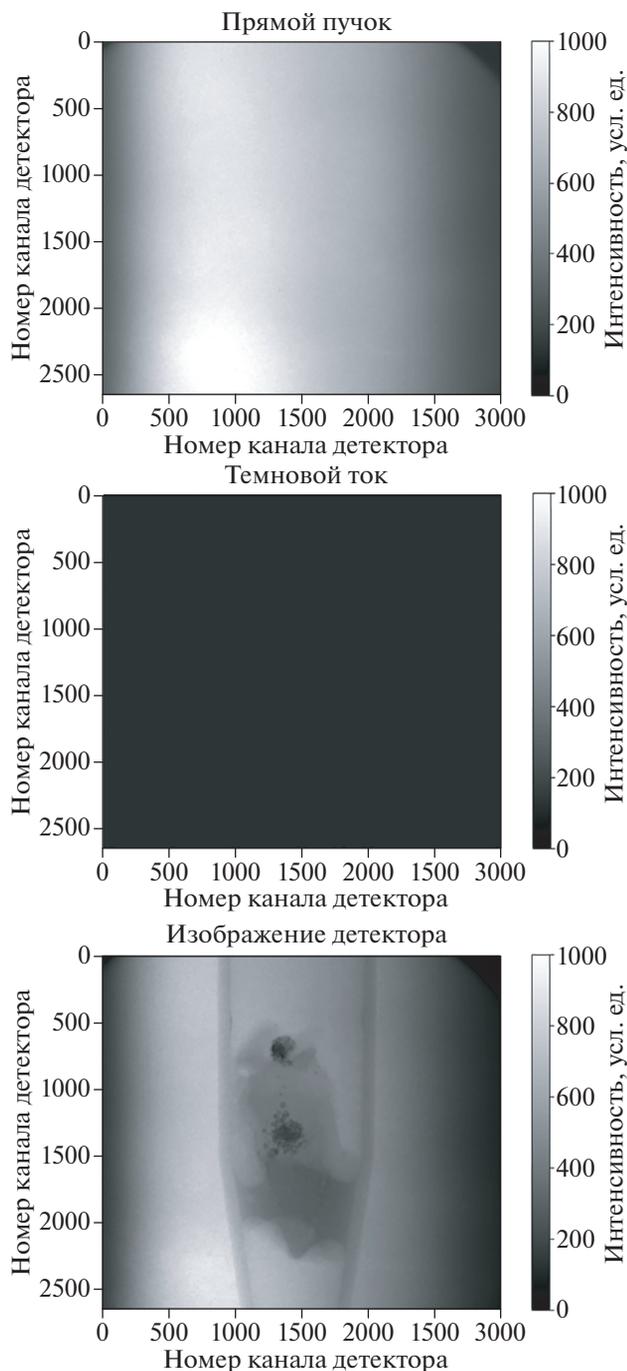


Рис. 1. Пример рентгеновских изображений, поступающих на вход модуля предварительной обработки данных.

Этот модуль также позволяет проверить уровень стабильности пучка на разных проекциях и по желанию пользователя провести нормировку по тем областям кадра, на которых нет изображения объекта. Описанная процедура позволяет в предположении о неизменности формы рентгеновского пучка скорректировать изменение интенсивности, происходящее в ходе длительных

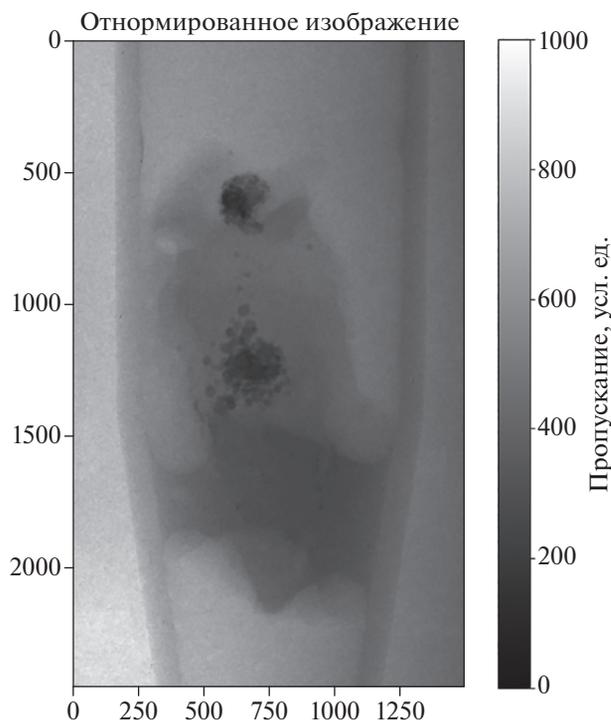


Рис. 2. Пример отнормированного изображения.

изменений, и тем самым подавить так называемые кольцевые артефакты на томографических реконструкциях [5, 6]. В этом же модуле происходит проверка инварианта поглощения объекта при его повороте в процессе томографического исследования. Дело в том, что в процессе проведения измерения объект вращается вокруг фиксированной оси, однако при этом должен сохраняться инвариант Радона (интегральный коэффициент линейного ослабления излучения объектом): $\int \ln(I / I_0) dt = \iint \mu(x, y) ds dt = \iint \mu(x, y) dx dy = R$, где I_0 начальная интенсивность прямолинейного луча, а I – его интенсивность после прохождения через объект, μ – линейный коэффициент ослабления рентгеновского излучения объектом. Сумма по всем каналам логарифмированной проекции не должна зависеть от номера проекции. Нарушение этого инварианта говорит о нарушении стабильности зондирующего пучка или о появлении эффектов, отличных от поглощения, например, рассеяния или отражения. Модуль предобработки данных производит коррекцию изменения инварианта Радона следующим образом:

$$I_n^{corr}(x, y) = \frac{I_n(x, y)}{\sum_{x,y} I_n(x, y)} \frac{\sum_{\varphi=0}^N \sum_{x,y} I_\varphi(x, y)}{N},$$

где I_n – проекция номер n , N – полное число проекций.

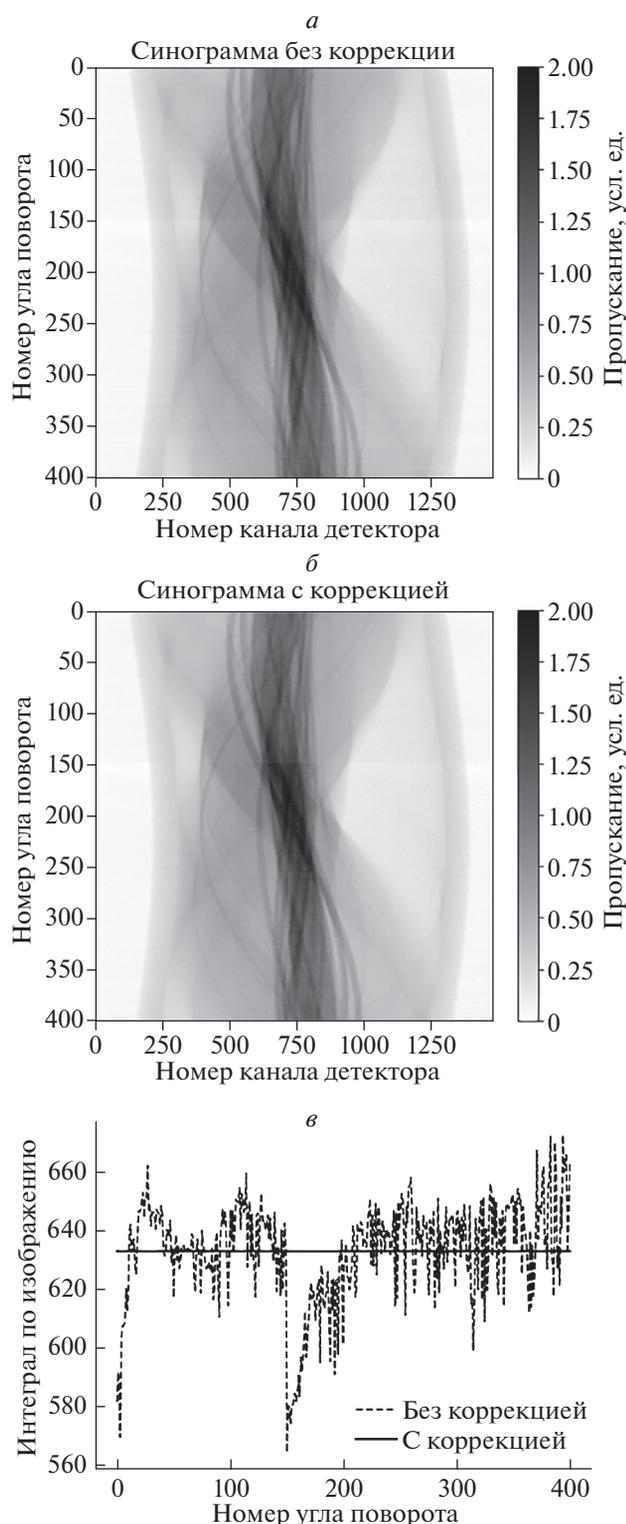


Рис. 3. Слева сверху – исходная синограмма, слева снизу – скорректированная синограмма, справа – значение инварианта Радона до и после процедуры коррекции.

Пример исходной синограммы, скорректированной синограммы и значение инварианта Радона до и после коррекции представлено на рис. 3.

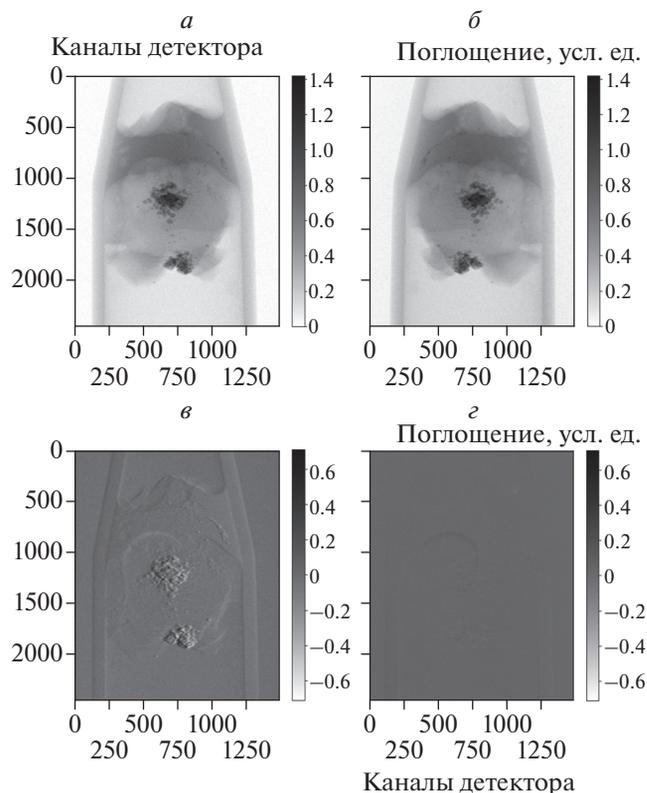


Рис. 4. а – Проекция при угле 0° , б – проекция при угле 180° , в – разница между изображениями без коррекции оси вращения, г – разница между изображениями после коррекции оси вращения.

Модуль поиска угла наклона оси вращения объекта относительно столбцов детектора

Алгоритм, реализованный в этом модуле, опирается на предположение, что в параллельном рентгеновском пучке при повороте объекта на 180° вокруг своей оси его рентгеновское изображение становится зеркально отображенным относительно изображения, полученного при 0° (рис. 4). Исходя из этого, происходит оптимизационный поиск минимума двумерной функции различия двух изображений относительно друг друга при их взаимном повороте и сдвиге. В качестве минимизируемой функции было выбрано нормализованное среднее квадратичное отклонение (NRMSD) по всевозможным сдвигам и углам наклона оси (рис. 5). В реальных экспериментах угол наклона может составлять до 0.5 градусов, что приводит к потере разрешения по краям объекта до 4 пикселей при размере детектора 1000 на 1000 пикселей. Внедрение этой коррекции позволило существенно улучшить качество реконструкции и полностью автоматизировать процесс обработки.

На рис. 6 показаны томографические реконструкции биологического объекта до и после предобработки рентгеновских проекций. Видно, что

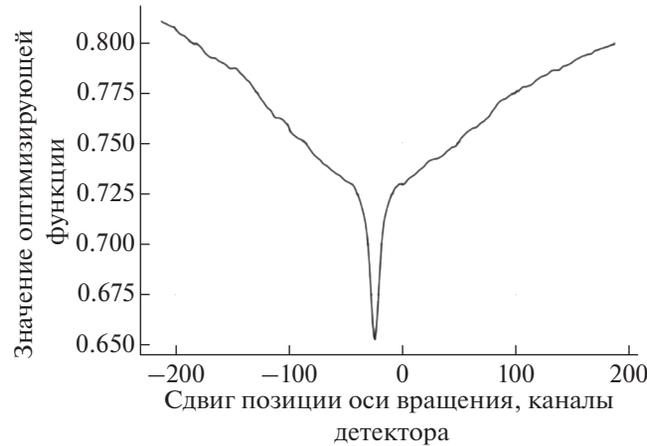


Рис. 5. Значение минимизируемой функции отличия между изображениями, в зависимости от сдвига оси вращения.

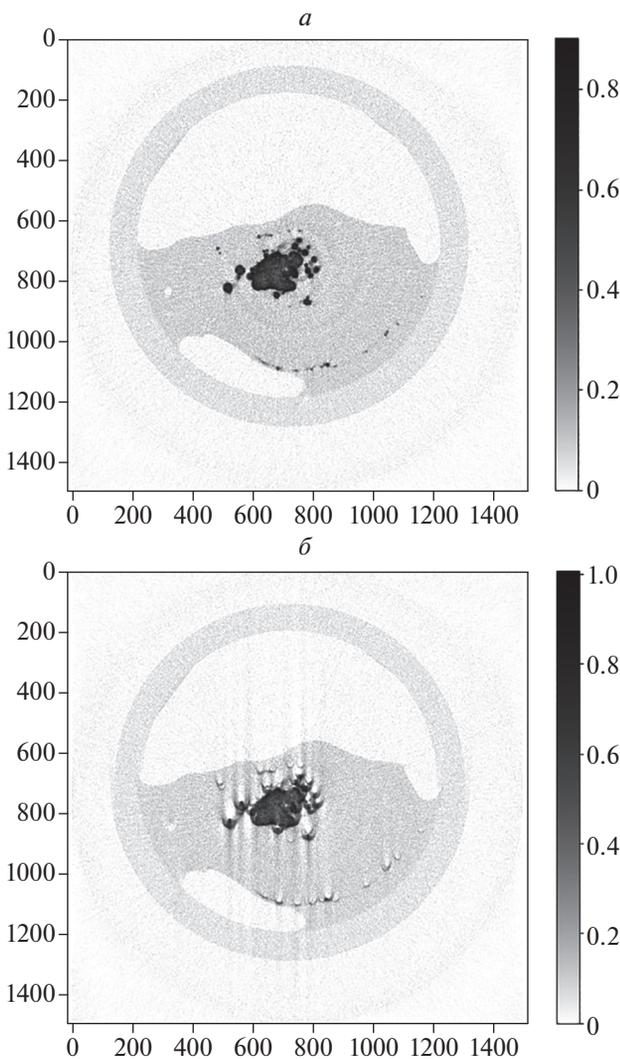


Рис. 6. Сверху — томографическая реконструкция объекта после применения коррекций, снизу — томографическая реконструкция объекта без применения коррекций.

примененные коррекции позволили существенно улучшить качество томографической реконструкции: удалось избавиться от серповидных артефактов на поглощающих включениях и повысить пространственное разрешение.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Разработанные нами методы коррекции экспериментальных данных, получаемых на томографическом комплексе, созданном и функционирующем во ФНИЦ “Кристаллография и фотоника” РАН позволили существенно повысить качество и точность томографических измерений, происходящих в автоматическом режиме.

Томографические измерения проводились при поддержке Министерства науки и высшего образования в рамках выполнения работ по Государственному заданию ФНИЦ “Кристаллография и фотоника” РАН. Исследования, связанные со сравнением изображений, выполнялись при частичной финансовой поддержке гранта РФФИ (проект № 17-29-03492).

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Асадчиков В.Е., Бузмаков А.В., Золотов Д.А. и др. // Кристаллография. 2010. Т. 55. № 1. С. 167.
2. Radon J. // Berichte Sachsische Akademie der Wissenschaften, Leipzig, Math.-Phys. Kl. 1917. V. 69. P. 262.
3. Бузмаков А.В., Асадчиков В.Е., Золотов Д.А. и др. // Тезисы докл. 12-ой Междунар. конф. “Взаимодействие излучений с твердым телом”, Минск, Беларусь, 19–22 сентября 2017. С. 431.
4. van Aarle W., Palenstijn W.J., Cant J. et al. // Opt. Express. 2016. V. 24(22). P. 25129. <http://dx.doi.org/10.1364/OE.24.025129>.
5. Mueller K. // The Ohio State University. Ph.D. Thesis. 1998.
6. Zbijewski W., Beekman F.J. // Phys. in Med. and Biol. 2004. V. 49. P. 145.