

Анализ результатов томографической реконструкции объектов с сильно поглощающими включениями по проекциям, собранным в полихроматических условиях*

М. В. Чукалина^{I,II}, А. В. Бузмаков^I, А. С. Ингачева^{II,III}, Я. Л. Шабельникова^{IV},
В. Е. Асадчиков^I, И. Н. Букреева^{V,VI}, Д. П. Николаев^{II,III}

^I ФНИЦ «Кристаллография и Фотоника» РАН, Москва, Россия

^{II} Смарт Энджинс Сервис, Москва, Россия

^{III} Институт проблем передачи информации им. А. А. Харкевича РАН, Москва, Россия

^{IV} Институт проблем технологии микроэлектроники и особо чистых материалов РАН, Черноголовка, Россия

^V Институт нанотехнологий - Национальный Исследовательский Совет (Institute of Nanotechnology -CNR), Рим, Италия

^{VI} Физический институт им. П.Н. Лебедева РАН, Москва, Россия

Аннотация. Метод компьютерной томографии используется для изучения внутренней структуры объекта без его физического разрушения. При наличии в объекте сильно поглощающих включений, восстановленное изображение содержит характерные артефакты, называемые «металлическими». Такие искажения могут скрывать или имитировать как патологии при медицинских исследованиях, так и, например, напряженные состояния или трещины в изделиях в случае промышленного использования метода. В работе проведен анализ возможных источников возникновения артефактов. Обсуждаются результаты реконструкции изображения молочного зуба, измеренного на лабораторном микротомографе. Зуб был удален до окончания процесса резорбции корней, что позволило перед началом измерений укрепить сильно поглощающую частичку в полости между корнями. Наличие сильно поглощающего включения породило на восстановленном изображении артефакты. Именно анализу возможности уменьшения этих артефактов и посвящена эта работа. Кроме визуального сравнения результатов реконструкции сечения зуба без включения и результатами реконструкции при наличии включения рассчитаны значения метрик RMSE и SSIM. Полученные результаты показывают, что применение алгебраического подхода в процедуре томографической реконструкции позволяет повысить качество восстановления при наличии сильно поглощающих включений.

Ключевые слова: компьютерная томография, полихроматическое сканирование, «металлические» артефакты, алгебраические методы восстановления, нелинейная оптимизация, рентгеновское излучение.

DOI 10.14357/20718632200305

Введение

В методе компьютерной томографии (КТ) объект зондируется рентгеновским излучением

под разными углами. Ослабленное при прохождении через объект излучение регистрируется позиционно-чувствительным детектором. Собранные угловые проекции затем используются

*Работа выполнена при частичной финансовой поддержке РФФИ в рамках проектов № 18-29-26028, 18-29-26019 и при частичной поддержке Министерства науки и высшего образования в рамках выполнения работ по Государственному заданию ФНИЦ «Кристаллография и фотоника» РАН в части томографических измерений.

для реконструкции пространственного распределения коэффициента ослабления рентгеновского излучения [1]. Математическая процедура томографической реконструкции по измеренным проекциям позволяет получить двумерное или трёхмерное изображение внутренней структуры объекта. Причем, если объект сканировался монохроматическим излучением, то на изображении восстанавливается коэффициент линейного ослабления рентгеновского излучения. При использовании для зондирования полихроматического излучения, восстановленное изображение интерпретировать становится сложнее [2]. Если в исследуемом образце присутствуют включения материала с высоким атомным номером, то это приводит к возникновению характерных «металлических» артефактов, на восстановленном изображении, на которые при медицинских исследованиях обратили внимание уже в середине 80-х [3]. Эффективных способов подавления таких искажений не удалось найти до сих пор [4, 5]. «Металлические» артефакты визуально выглядят как лучи, идущие в радиальных направлениях от включения, и неприятны тем, что могут скрывать или, наоборот, имитировать патологии в случае медицинских приложений, усложняя автоматическое выделение областей интереса на томограммах [6], в случае промышленных приложений – прятать или порождать трещины и полости на изображениях диагностируемых промышленных изделий.

Производителями томографов используются разные приемы для борьбы с этими артефактами. В их числе применение для зондирования нескольких спектров [7], автоматическая модуляция тока рентгеновской трубки [8], фильтрация результатов восстановления [9, 10], а также предобработка адаптивными фильтрами синограмм, полученных в условиях недостатка фотонов [11, 12]. Последняя коррекция состоит в сглаживании участков проекций, соответствующих сильно поглощающим частям образца, перед восстановлением изображения [3]. Несколько лет назад появилась практика совместной обработки изображений, собранных не только в разных спектральных диапазонах [13], но и сканов однофотонной эмиссионной компьютерной томографии для создания псевдо-КТ изображения [14].

Отдельным направлением оптимизации качества восстанавливаемых изображений при наличии в изучаемом объекте сильно поглощающих включений, является использование не классических алгоритмов реконструкции. В работе [15] предложена модификация метода максимального правдоподобия, использующая процедуру расчета веса каждого пиксела при обратном проецировании, базирующуюся на результате сегментации измеренных изображений. Применение такого подхода позволяет улучшить качество восстановленного изображения. Качество таких изображений выше, чем качество изображений, восстановленных по проекциям, для которых пиксели, со значениями близкими к нулю, опущены из рассмотрения. При использовании алгебраического подхода к реконструкции [16], уравнения, соответствующие пикселям синограммы со значениями близкими к нулю, не удаляются, а заменяются неравенствами [17]. Еще одним из подходов к алгебраической реконструкции является добавление регуляризирующего члена в оптимизируемое выражение [18].

В данной работе впервые проведён количественный анализ результатов реконструкции сечения детского зуба, имеющего кариозную полость. Томографические измерения проводились в двух вариантах. В первом эксперименте E1 был томографирован объект Sample1 – зуб с пустой полостью. Во втором эксперименте E2 в полость была помещена частичка свинца, имитирующая сильно поглощающее включение (объект Sample2). На восстановленных изображениях были выделены две области для проведения анализа. Первая область ROI1 включала дентин, вторая ROI2 – свинец. Реконструкция проводилась четырьмя методами: методом свертки и обратной проекции (FBP) [19]; алгебраическим алгоритмом реконструкции (SIRT) [20], одна итерация которого учитывает все зарегистрированные значения одновременно; методом SIRT с мягкими ограничениями (SOFT SIRT) [21]; методом SIRT с регуляризацией по полной вариации (SIRT TV) [18]. Метрики среднеквадратичная ошибка (RMSE) [22] и индекс структурного сходства (SSIM) [23] были использованы, чтобы оценить качество результатов реконструкции. Для области ROI1 мы рассчитывали метрики между E1 и E2 для каждо-

го из алгоритмов реконструкции. Для области ROI2 рассчитаны метрики между визуально наилучшим результатом, полученным с использованием метода SIRT с регуляризацией, и результатом анализируемого метода. Алгебраический подход с регуляризацией показал самое высокое качество реконструкции области с дентином, метод с мягкими ограничениями выиграл по качеству восстановления области включения.

1. Описание образцов и проведенных измерений

В качестве объекта исследования был выбран молочный зуб, удаленный, в связи с начавшимся разрушением, до того, как резорбция его корней была завершена. Оставшиеся участки корней, образовали полость. Первая серия измерений объекта под разными углами была проведена при пустой межкорневой полости. Перед второй серией измерений в полость была помещена свинцовая частичка, имитирующая сильно поглощающее включение.

Размеры зуба составляют примерно 7x7x12 мм, включение – около 0.6 мм. Фотография зуба без включения приведена на Рис. 1.

Измерения проводились на лабораторном рентгеновском микротомографе ТОМАС [24], созданном и функционирующем в Федеральном Научно-исследовательском Центре «Кристаллография и Фотоника» РАН. Общий вид установки показан на Рис. 2.

Рентгеновская трубка с молибденовым анодом использовалась для зондирования. Рабочие параметры трубки – 40 кВ и 20 мА, время сбора томографической проекции составляло 5 с. Для регистрации проекций был использован детектор XIMEA-xiRay 11 Mpix с размером пиксела 9 мкм. Расстояние от источника до объекта – 1.2 м (по вакуумному пути), от объекта до детектора – 0.05 м. Зарегистрировано 400 проекций, снятых в диапазоне 0-180° с равным шагом по углу в 0.5 градуса. Рентгеновский пучок имел малую (менее 1°) угловую расходимость, что позволило считать его параллельным. Ни фильтры, ни какие-либо оптические элементы для монохроматизации пучка не применялись, то есть измерения были выполнены в полихроматической моде.

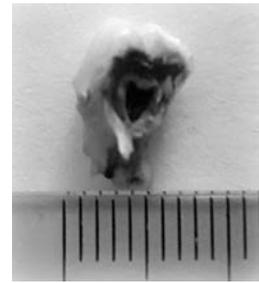


Рис. 1. Фотография тестового образца



Рис. 2. Лабораторный микротомограф (фото)

Проекция зуба без включения и синограмма, соответствующая сечению, отмеченному горизонтальной серой линией, приведены на Рис. 3 (а, в), соответственно. На Рис. 3 (б, д) представлены проекция зуба со свинцовой частичкой и синограмма отмеченного линией сечения.

2. Предобработка экспериментальных данных

Предобработка экспериментальных данных представляет собой первый шаг в получении корректных восстановленных КТ изображений. При полихроматическом зондировании свести задачу к линейной, а именно это требуется для выполнения алгоритмов реконструкции, не просто, поскольку разные спектральные линии поглощаются по-разному. Последнее приводит к появлению специфических артефактов типа “чаша” [25, 26] на восстанавливаемых классическими методами изображениях. Выраженность артефактов данного типа можно значительно понизить, если применить к измеренным данным алгоритм степенной γ -коррекции с автоматическим определением оптимального значения γ [27] до передачи этих данных на реконструкцию. Результаты реконструкции без применения

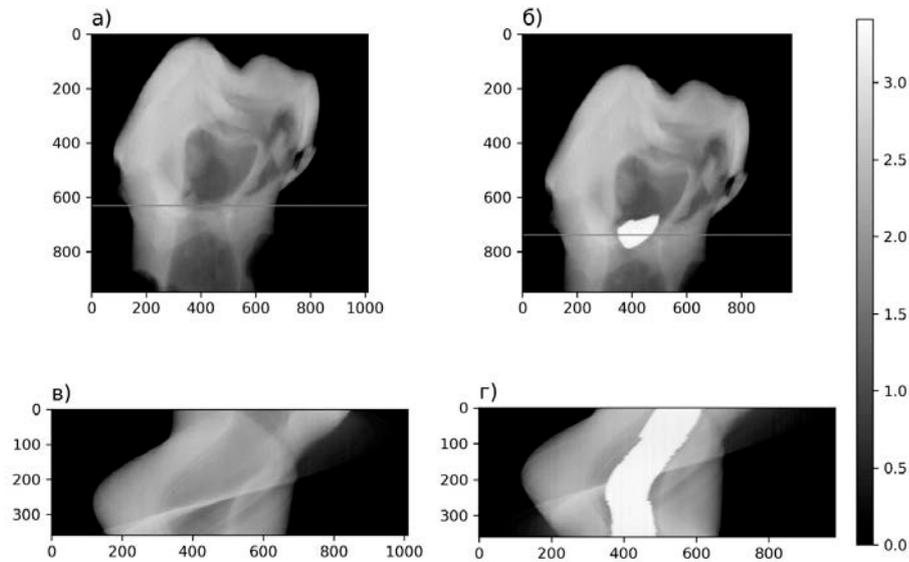


Рис. 3. Проекция молочного зуба
 (а) - без включения
 (б) - со свинцовым включением
 (в) и (г) - синогаммы отмеченных горизонтальными линиями сечений

процедуры коррекции к измеренным данным и реконструкции по скорректированным проекциям представлены на Рис. 4 (а, б), соответственно. Соответствующие профили восстановленных сечений показаны на Рис. 4 (в). Алгоритм ГВР применялся для реконструкции

в обоих случаях. На Рис. 5 приведены результаты реконструкции для зуба с частичкой свинца. Аналогично предыдущему примеру без включения, реконструкция выполнялась методом ГВР по не скорректированным и скорректированным данным.

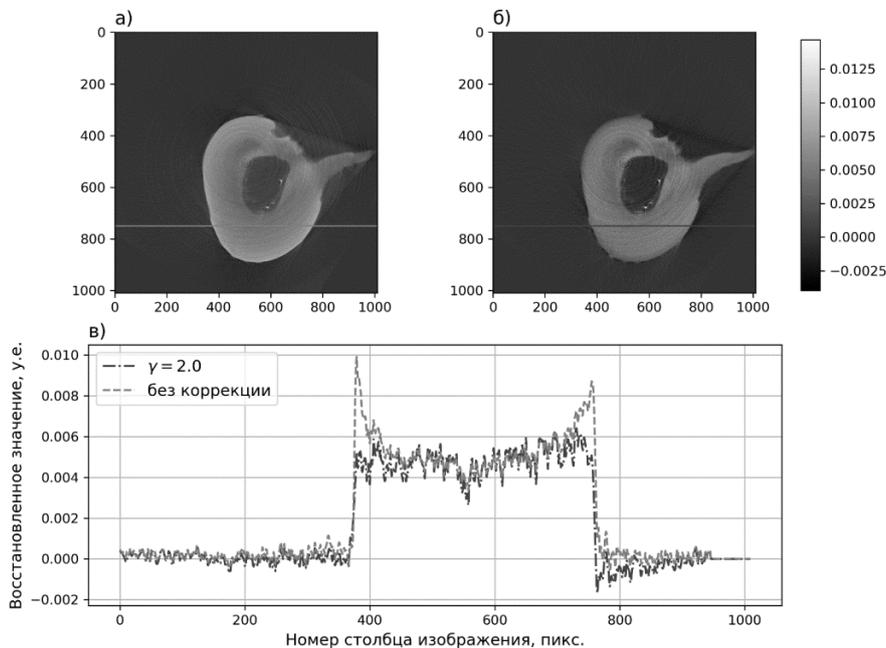


Рис. 4. Зуб без включения
 (а) - результат реконструкции по проекциям без коррекции
 (б) - по скорректированным проекциям
 (в) - профили, соответствующие светлой и темной горизонтальным линиям, соответственно

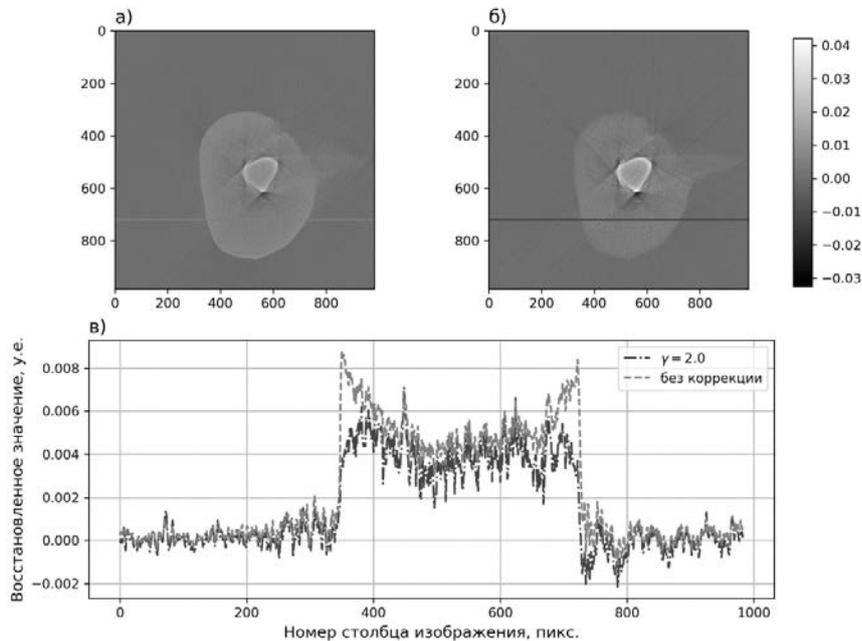


Рис. 5. Зуб со свинцовой частичкой

- (а) - результат реконструкции по проекциям без коррекции
 (б) - по скорректированным проекциям
 (в) - профили, соответствующие светлой (а) и темной (б) горизонтальным линиям, соответственно

3. Процедуры реконструкции с использованием алгебраического подхода

Чтобы реализовать алгебраический подход к задаче реконструкции, покроем пространство восстанавливаемых функций сеткой пикселей. Внутри пиксела значение восстанавливаемой функции будем считать постоянным. Обозначим распределение линейного коэффициента поглощения для случая монохроматического зондирования $x \in R^2$. Коэффициент линейного поглощения является функцией атомного номера поглотителя и энергии зондирующего излучения. В соответствии с законом Бугера-Ламберта-Бэра, величина регистрируемой интенсивности, соответствующая i -ому лучу, задается выражением:

$$p_i = I_0 \exp(-a_i^T x), \quad (1)$$

где $p_i \in R^m$ – элемент множества проекционных данных, I_0 – интенсивность источника, a_i – строка проекционной матрицы A , описывающая траекторию i -го луча и x – восстанавливаемое распределение. Для сведения задачи реконструкции к линейной достаточно разделить ин-

тенсивность источника на величину зарегистрированной интенсивности и взять натуральный логарифм. В случае полихроматического зондирования ситуация сложнее, поскольку $I_0(E)$ это линия спектра. В силу того, что детектор не энергодисперсионный, в математической модели, описывающей процесс формирования регистрируемого сигнала, добавляется интегрирование по энергии и теперь процедура линеаризации строго не может быть описана последовательностью математических операций. Следующее приближение, уменьшающее разброс радоносного инварианта и предложенное в [27], было использовано для линеаризации синопграммы

$$r_i = \left(\ln \left(\frac{\int dE I_0(E)}{S_i} \right) \right)^{\gamma}. \quad (2)$$

Здесь интегралом по спектру обозначено зарегистрированное соответствующей ячейкой детектора значение при отсутствии объекта в поле вида детектора, а S_i – показание в случае наличия образца в поле вида детектора. Результат коррекции был использован в качестве входной синопграммы как для реконструкции

методом FBP, так и для реконструкции алгебраическими методами, представленными ниже. Тогда выражение, которое связывает результат коррекции и значения восстанавливаемой функции, является системой алгебраических линейных уравнений. Решение такой системы линейных уравнений:

$$Ax = r \quad (3)$$

и есть задача реконструкции. Здесь r - результат линейаризации и степенной коррекции методом. Будем решать задачу оптимизационным методом, минимизируя функционал невязки:

$$\|Ax - r\|^2 \rightarrow \min_x. \quad (4)$$

Для решения задачи был использован алгоритм SIRT (Рис. 5). Полосы, расходящиеся лучами от сильно поглощающего включения, обусловлены малым числом регистрируемых в детекторе фотонов (Рис. 5(а, б)). После операций деления и логарифмирования это приводит к появлению в наборе значений больших величин. Наиболее простой способ обойти проблему – игнорировать такие значения, и вместо (3) решать следующую систему:

$$\|P(Ax - r)\|^2 \rightarrow \min_x. \quad (5)$$

где у матрицы P отличны от нуля только те диагональные элементы, для которых $p_i > p_{min}$.

$$\text{То есть, } P_{i,j} = \begin{cases} 1, & \text{if } i = j \text{ and } p_i > p_{min} \\ 0, & \text{otherwise} \end{cases} \quad (6)$$

В [17] было предложен подход, позволяющий (в отличие от (5)) сохранить информацию, содержащуюся в проблемных лучах с малым числом фотонов. Это возможно, если для таких лучей заменить равенства неравенствами $a_i^T x > B$, где B рассчитывается, согласно значению p_{min} . Перепишем (5) с учетом сказанного:

$$\|P(Ax - r)\|^2 \rightarrow \min_x, \text{ s. t. } QAx \geq B \quad (7)$$

где $Q = E - P$, E – единичная матрица. Задача решается методом квадратичного программирования [17]. Несмотря на то, что ограничения математически корректны, было обнаружено, что получаемое решение неустойчиво при наличии высокого шума в проекционных данных. Поэтому вместо того, чтобы требовать строгого выполнения ограничений, было предложено решать задачу с «мягкими» ограничениями [21]:

$$\|P(Ax - r)\|^2 + \alpha \| [QAx - B]^- \|^2 \rightarrow \min_x, \quad (8)$$

где $[y]^- = \min\{0, y\}$ – штраф за отрицательные значения.

Метод, реализующий (8) и назван SOFT SIRT или SIRT с мягкими ограничениями.

Еще один способ решения задачи реконструкции на базе алгебраического подхода использует регуляризацию полной вариации (total variation – TV) [28]. Оптимальный алгоритм ее расчета предложен в [29]. Оптимизационная задача с регуляризацией полной вариации выглядит следующим образом:

$$\|Ax - r\|^2 + \alpha TV(x) \rightarrow \min_x \quad (9)$$

Определение полной вариации $TV(x)$ взято из [28]. Следует заметить, что метод хорошо зарекомендовал себя и в условиях малоракурсной томографической съемки [30]. Результаты реконструкции методом свертки и обратной проекции и методами на основе алгебраического подхода представлены и обсуждаются в следующем разделе.

5. Результаты восстановления

Результат реконструкции зуба с пустой межкорневой полостью (Рис. 6) по внешнему контуру совпадает с результатом реконструкции сечения зуба со свинцовым включением (Рис. 7). Визуальный анализ изображений позволяет заключить, что область, заполненная дентином, содержит артефакты, обусловленные сильным поглощением зондирующего излучения при прохождении через включение, и кольцевые артефакты. Причина возникновения колец связана с неоднородным откликом пикселей детектора.

Чтобы проанализировать возникающие артефакты после применения четырех алгоритмов реконструкции, мы рассчитали среднеквадратичный разброс восстановленных значений в двух областях. Первая область, по нашему предположению, должна быть однородна, и основной материал в ней – дентин. Вторая область находится внутри свинцового включения и, как мы ожидаем, тоже однородна по составу.

После применения процедур линейаризации и коррекции чашевидных артефактов к результатам измерения мы использовали четыре метода – метод свертки и обратной проекции, алгебраический метод SIRT, SIRT с мягкими ограничениями (SOFT SIRT) и SIRT с регуляризацией полной вариации (SIRT TV) чтобы восстановить распределение, так называемого, эффек-

тивного коэффициента линейного ослабления. На Рис. 6 представлены результаты реконструкции сечения зуба без включения.

Результаты реконструкции сечения зуба, содержащего включение, представлены на Рис. 7.

Визуальный анализ восстановленных сечений демонстрирует наличие линейчатых артефактов на изображениях с включением. Чтобы оценить степень выраженности артефактов был проведен количественный анализ результатов.

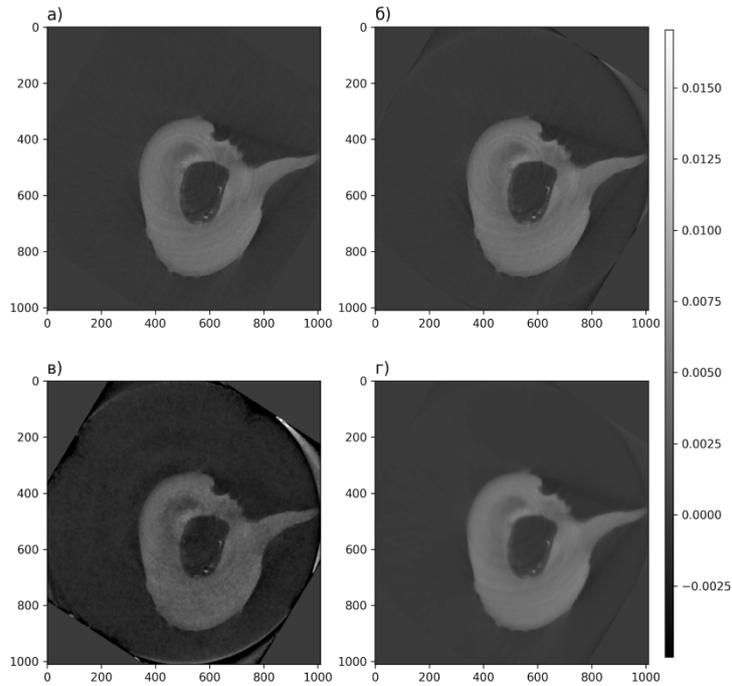


Рис. 6. Результат восстановления сечения зуба без включения Sample 1 методами FBP (а), SIRT (б), SOFT SIRT (в), SIRT TV (г)

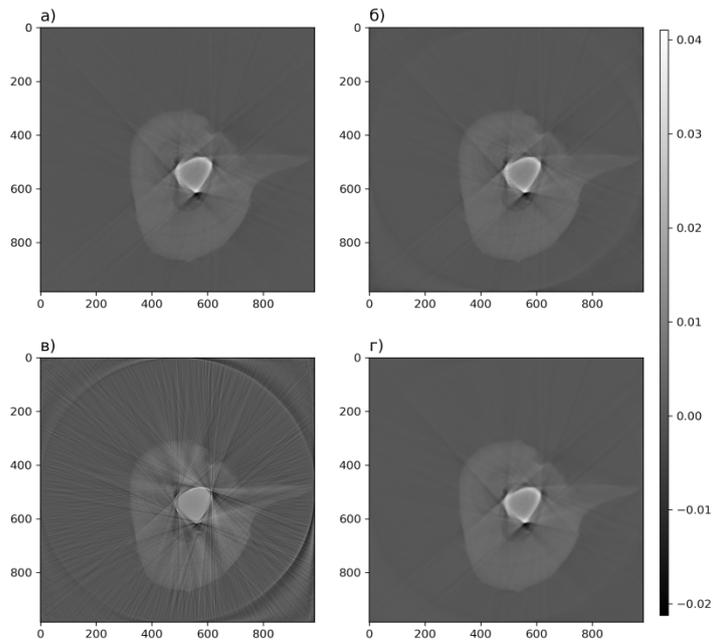


Рис. 7. Результаты реконструкции сечения образца со свинцовым включением методами FBP (а), SIRT (б), SOFT SIRT (в), SIRT TV (г)

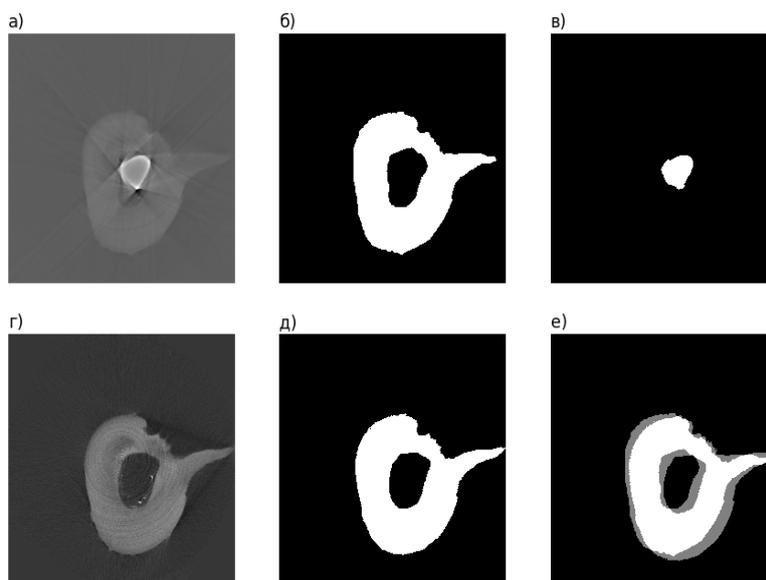


Рис. 8 Иллюстрация алгоритма расчета области интереса

- (а) - результат реконструкции сечения зуба с включением
 (б) - результат его бинаризации с пороговым отсечением операцией замыкания ROI2
 (в) - результат бинаризации с пороговым отсечением ROI2
 (г) - результат реконструкции сечения зуба без включения
 (д) - результат его бинаризации с пороговым отсечением операцией замыкания
 (е) - результат наложения б и д –ROI1

В качестве первого шага процедуры анализа среднеквадратичный разброс восстановленных значений был рассчитан по двум областям интереса. Область ROI1 (Рис. 8 (д)) содержит только дентин, область ROI2 – только свинец (Рис. 8 (в)). Пороговое отсечение было использовано при выделении ROI2. Пороговым отсечением по яркости после применения процедуры замыкания была выделена область, содержащая пиксели с дентином для каждого из образцов Sample 1 (Рис. 8 (б)) и Sample2 (Рис. 8 (д)), соответственно. ROI1 есть пересечение выделенных областей (Рис. 8 (е)). Область выделялась так, чтобы была возможность провести попиксельное сравнение изображений, восстановленных по результатам двух разных измерений. После первого томографического измерения образец был снят с держателя для введения в полость сильно поглощающего включения. Совмещение изображений проводилось после реконструкции [31]. Выполненное совмещение позволило определить ROI1. Рассчитанные значения среднеквадратичного разброса восстановленных значений D при среднем значении M по каждой из ROI для каждого из методов реконструкции и обоих анализируемых сечений представлены в Табл. 1.

Полученные значения позволяют сделать вывод о том, что при отсутствии включений все методы показали почти одинаковые результаты. При добавлении сильно поглощающего включения область, содержащая дентин область ROI1, наиболее однородна при использовании метода SIRT с регуляризацией полной вариации. Область ROI2, содержащая включения, хорошо восстанавливается при использовании метода SIRT с мягкими ограничениями.

Для области ROI1 попарное сравнение результатов реконструкции сечения зуба без включения и зуба с включением для каждого из методов проведено с использованием двух метрик RMSE [22] и SSIM [23] (Табл. 2).

Вновь метод с регуляризацией полной вариации продемонстрировал наименьшее отклонение результата с включением от случая без включения. Следует обратить внимание, что метрики RMSE и SSIM показывают согласованную динамику.

Для области ROI2 на основании наименьшего среднеквадратичного разброса восстановленных значений, приведенного в Табл. 1, в качестве опорного был выбран результат реконструкции SOFT SIRT.

Табл. 1. Среднеквадратичный разброс восстановленных значений

	FBP [M/D]	SIRT [M/D]	SOFT SIRT [M/D]	SIRT+TV [M/D]
Sample1_ROI1	$4.1 \times 10^{-3} / 6.6 \times 10^{-4}$	$4.2 \times 10^{-3} / 6.6 \times 10^{-4}$	$2.6 \times 10^{-3} / 6.6 \times 10^{-4}$	$4.5 \times 10^{-3} / 6.7 \times 10^{-4}$
Sample2_ROI1	$3.3 \times 10^{-3} / 1.02 \times 10^{-3}$	$3.5 \times 10^{-3} / 1.02 \times 10^{-3}$	$3.9 \times 10^{-3} / 2.53 \times 10^{-3}$	$3.8 \times 10^{-3} / 0.9 \times 10^{-3}$
Sample2_ROI2	$1.6 \times 10^{-2} / 5.07 \times 10^{-3}$	$1.6 \times 10^{-2} / 5.05 \times 10^{-3}$	$1.4 \times 10^{-2} / 3.78 \times 10^{-3}$	$1.7 \times 10^{-2} / 4.75 \times 10^{-3}$

Табл. 2. Сравнение значений RMSE и SSIM для ROI1

	FBP	SIRT	SOFT SIRT	SIRT+TV
RMSE	0.36×10^{-3}	1.31×10^{-3}	0.94×10^{-3}	1.26×10^{-3}
SSIM	0.99	0.98	0.95	0.99

Табл. 3. Сравнение значений RMSE и SSIM для ROI2

	FBP	SIRT	SOFT SIRT	SIRT+TV
RMSE	6.19×10^{-3}	6.25×10^{-3}	0	6.19×10^{-3}
SSIM	0.95	0.95	1	0.95

Для ROI2 визуальный анализ показывает, что при сравнении с результатом реконструкции, выполненной методом SOFT SIRT, остальные методы демонстрируют одинаковое качество. Рассчитанные значения метрик подтверждают это заключение.

6. Обсуждение и выводы

В данной работе проведено сравнение результатов томографической реконструкции сечения объекта, содержащего сильно поглощающее включение, с результатами реконструкции сечения того же объекта, но без включения. Реконструкция выполнялась четырьмя методами, три из которых основаны на алгебраическом подходе. Рассчитанные значения среднеквадратичного разброса в анализируемых областях интереса позволяют заключить, что регуляризация полной вариации, уменьшает разброс в области вокруг включения, а добавление мягких ограничений стабилизирует решение в области включения. Это позволяет сделать вывод о том, что применение алгебраического подхода с регуляризацией полной вариации дает результаты высоко каче-

ства реконструкции, несмотря на наличие сильно поглощающего включения в объеме зондируемого образца. Следует отметить, что выбранные метрики RMSE и SSIM на данных изображениях продемонстрировали согласованную динамику.

Планируется продолжить исследования с применением алгебраического подхода в части изучения связи используемых в алгоритмах параметров с оптическими свойствами томографируемых объектов и условиями томографической съемки.

Литература

- Gordon R. and Herman G.T. Three-Dimensional Reconstruction from Projections: A Review of Algorithms. // International Review of Cytology. 1974. V. 38. P. 111-151. DOI: 10.1016/S0074-7696(08)60925-0.
- Brooks R.A., De Chiro G. 1976. Beam hardening in X-ray reconstructive tomography. // Phys. Med. Biol. V. 21 Num. 3. PP. 390-398. DOI: 10.1088/0031-9155/21/3/004.
- Kalender W. A., Hebel R., Ebersberger J. Reduction of CT artifacts caused by metallic implants. // Radiology. 1987. 164(2): 576-577. DOI: 10.1148/radiology.164.2.3602406.
- Luzhbin D., Wu J. Model Image-Based Metal Artifact Reduction for Computed Tomography. // J Digit Imaging. 2020. V. 33, Num. 1. PP. 71-82. DOI: 10.1007/s10278-019-00210-6.

5. Zopfs D., Lennartz S., Pennig L. et al. Virtual monoenergetic images and post-processing algorithms effectively reduce CT artifacts from intracranial aneurysm treatment. // *Sci Rep.* 2020. V. 10, Num. 6629/ PP. 1-10. <https://doi.org/10.1038/s41598-020-63574-8>
6. Пашина Т. В. Гайдель А., А., Зельтер П. М., Капишников А. В., Никоноров А. В. Сравнение алгоритмов выделения области интереса на компьютерных томограммах легких. // *Компьютерная оптика.* 2020. Т. 44. № 1. С.74-81. DOI: <https://doi.org/10.18287/2412-6179-CO-659>.
7. Mellander H., Ramgren B., Ullberg T., Fransson V., Ydström K., Wasselius J. Brain dual energy computed tomography and intracranial coils – can the metal artifacts be reduced? // *Congress: EuroSafe Imaging 2020.* 2020. ESI-08910. DOI:10.26044/esi2020/ESI-08910.
8. Coleman M., Sinclair A. A beam-hardening correction using dual-energy computed tomography. // *Physics in Medicine & Biology.* 1985. V. 30, № 11. P 1251.
9. Herman G. T. Correction for beam hardening in computed tomography. // *Physics in Medicine and Biology.* 1979. V. 24, № 1. P. 81.
10. Hammersberg P., Mangard M. Correction for beam hardening artefacts in computerised tomography. // *Journal of X-ray Science and Technology.* 1998. V. 8, № 1. P. 75–93.
11. Xie S., Zhuang W., Li B., Bai P., Shao W., Tong Yu. Blind deconvolution combined with level set method for correcting cupping artifacts in cone beam CT. // *SPIE Medical Imaging.* 2017. V. 10133. P. 010133z.
12. Pauwels R., Cao W., Wang B., Xiao Yo., Dewulf W. Exploratory research into reduction of scatter and beam hardening in industrial computed tomography using convolutional neural networks. // *9th International Conference on Industrial Computed Tomography.* NDT.net Issue 2019-3. 2019. P. 1-8.
13. Bamberg F., Dierks A., Nikolaou K., Reiser M. F., Becker C. R., Johnson T. R. C. Metal artifact reduction by dual energy computed tomography using monoenergetic extrapolation. // *European Radiology.* 2011. V. 21. Num. 7. P. 1424-1429. DOI: 10.1007/s00330-011-2062-1.
14. Anderla A., Sladojevic S., Delso G., Culibrk D., Mirković M., Stefanovic D. Suppression of metal artefacts in CT using virtual sinograms and corresponding MR images. // *Current science.* 2017. V. 112. Num. 7. P. 1505-1511. DOI: 10.18520/cs/v112/i07/1505-1511.
15. Oehler M., Buzug T.M. Statistical image reconstruction for inconsistent CT projection data. // *Methods of information in medicine.* 2007. V.3. P. 261-269. DOI: 10.1160/ME9041.
16. Gordon R. A Tutorial on ART (Algebraic Reconstruction Techniques) // *IEEE Transactions on Nuclear Science.* 1974. V.21. Num. 3. P. 78-93. DOI: 10.1109/TNS.1974.6499238.
17. Chukalina M. V., Ingacheva A., Prun V. E., Buzmakov A. V., Nikolaev D. P. A way to reduce the artifacts caused by intensely absorbing areas in computed tomography. // *29th European Conference on Modelling and Simulation.* 2015. P. 527-531. DOI:10.7148/2015-0527.
18. Chukalina, M. V., Ingacheva, A. S., Buzmakov, A. V., Krivonosov, Y. S., Asadchikov, V. E., & Nikolaev, D. P. A Hardware and Software System for Tomographic Research: Reconstruction via Regularization // *Bulletin of the Russian Academy of Sciences: Physics.* 2019.V. 83(2). P. 150-154. DOI: 10.3103/S1062873819020084.
19. Kak A. C., Slaney M. Principles of Computerized Tomographic Imaging. // *Classics in applied mathematics.* 1998. DOI: 10.1118/1.1455742.
20. Gilbert P. Iterative methods for the three-dimensional reconstruction of an object from projections. // *J. Teor. Biol.* 1972. V. 36. P. 105-117.
21. Chukalina M., Nikolaev D., Sokolov V., Ingacheva A., Buzmakov A., Prun V. CT metal artifact reduction by soft inequality constraints. // *Proc. SPIE 9875, Eighth International Conference on Machine Vision (ICMV 2015).* 2015. 98751C. DOI: 10.1117/12.2228810
22. Lehmann, E. L.; Casella, George. *Theory of Point Estimation* (2nd ed.). 1998. New York: Springer. ISBN 978-0-387-98502-2. MR 1639875.
23. Z. Wang, A. C. Bovik, H. R. Sheikh and E. P. Simoncelli, "Image quality assessment: From error visibility to structural similarity" // *IEEE Transactions on Image Processing,* 2004 V. 13(4), P. 600–612, Apr.
24. Buzmakov, A. V., Asadchikov, V. E., Zolotov, D. A., Chukalina, M. V., Ingacheva, A. S., & Krivonosov, Y. S. Laboratory x-ray microtomography: Ways of processing experimental data. *Bulletin of the Russian Academy of Sciences: Physics,* 2019. V. 83. Num. 2. P. 146-149. DOI: 10.3103/S1062873819020060.
25. McDavid W.D., Waggner R.G., Payne W.H., Dennis M.J. Spectral effects on three dimensional reconstruction from x rays // *Med. Physics.* 1975. V.2. Is. 6. P. 321-324. DOI: 10.1118/1.594200.
26. Abella M, Martinez C, Desco M, Vaquero JJ, Fessler JA. Simplified Statistical Image Reconstruction for X-ray CT With Beam-Hardening Artifact Compensation. // *IEEE Trans Med Imaging.* 2020 Jan;39(1):111-118. DOI: 10.1109/TMI.2019.2921929.
27. Chukalina M. V., Ingacheva A., Buzmakov A. V., Polyakov I. V., Gladkov A., Yakimchuk I., Nikolaev D. P. Automatic beam hardening correction for CT reconstruction. // *31st European Conference on Modelling and Simulation (ECMS), Budapest, Hungary May 23-26.* 2017. P. 270-275. DOI: 10.7148/2017-0270.
28. Rudin L.I., Osher S. and Fatemi E. Nonlinear total variation based noise removal algorithms. // *Physica D.* 1992. V.60. P. 259-268. DOI: 10.1016/0167-2789(92)90242-F.
29. Кобер В.И., Маковецкий А.Ю., Воронин С.М., Карнаухов В.Н. Быстрый алгоритм регуляризации полной вариации для класса радиально-симметричных функций. // *Информационные процессы.* 2019. Т. 19. № 1. С. 33–46.
30. Власов В.В., Коновалов А.Б., Кольчугин С.В. Совместная реконструкция и сегментация изображений: сравнение двух алгоритмов малоракурсной томографии. // *Компьютерная оптика.* 2019. Т.43. № 6. С. 1008-1020 DOI: 10/18287/2412-6179-2019-43-6-1008-1020.
31. Хейфец А.Л. 3D модели и алгоритмы компьютерной параметризации при решении задач конструктивной геометрии (на некоторых исторических примерах). // *Вестник ЮУрГУ. Серия "Компьютерные технологии, управление, радиоэлектроника".* 2016. Т. 16. № 2. С. 24-42. DOI: 10.14529/ctcr160203.

Чукалина Марина Валерьевна. Институт кристаллографии им. А.В. Шубникова РАН, Федеральное государственное учреждение «Федеральный научно-исследовательский центр «Кристаллография и фотоника» Российской академии наук, г. Москва, Россия. Старший научный сотрудник, кандидат физико-математических наук. ООО «Смарт Энджинс Сервис», г. Москва, Россия. Количество печатных работ: более 150. Область научных интересов: прямые и обратные задачи в микроскопии и томографии. E-mail: chukalinamarina@gmail.com

Бузмаков Алексей Владимирович. Институт кристаллографии им. А.В. Шубникова РАН, Федеральное государственное учреждение «Федеральный научно-исследовательский центр «Кристаллография и фотоника» Российской академии наук», г. Москва, Россия; Старший научный сотрудник, кандидат физико-математических наук. Количество печатных работ: более 60 (в т.ч. 1 глава в монографии). Область научных интересов: рентгеновская оптика, микротомография. E-mail: buzmakov@gmail.com

Ингачева Анастасия Сергеевна. Институт проблем передачи информации им. А. А. Харкевича РАН, Москва, Россия. Младший научный сотрудник. ООО «Смарт Энджинс Сервис», г. Москва, Россия. Количество печатных работ: 18. Область научных интересов: вычислительная рентгеновская томография, обработка изображений. E-mail: ingacheva@gmail.com.

Шабельникова Яна Леонидовна. Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение науки Институт проблем технологии микроэлектроники и особочистых материалов РАН, научный сотрудник, кандидат физико-математических наук. Количество печатных работ: 9. Область научных интересов - физика твердого тела, рентгеновские методы исследования. E-mail: janeshabeln@ya.ru

Асадчиков Виктор Евгеньевич. Институт кристаллографии им. А.В. Шубникова РАН, Федеральное государственное учреждение «Федеральный научно-исследовательский центр «Кристаллография и фотоника» Российской академии наук», Ленинский проспект, д.59, 119333, г. Москва, Россия; главный научный сотрудник, зав. лабораторией, доктор физико-математических наук, профессор. Количество печатных работ: более 200. Область научных интересов: рентгеновская оптика, микротомография. E-mail: asad@crys.ras.ru

Букреева Инна Николаевна. Институт нанотехнологий Национальный Исследовательский Совет (Institute of Nanotechnology -CNR), Рим, Италия. Исследователь. Физический институт им.П.Н. Лебедева РАН, Москва, Россия. Количество печатных работ 62. Область научных интересов: фазо-контрастная томография, обработка изображений. E-mail: innabukreeva@yahoo.it

Николаев Дмитрий Петрович. Институт проблем передачи информации им. А. А. Харкевича РАН, Москва, Россия. Заместитель директора по научной работе, кандидат физико-математических наук, доцент МФТИ. ООО «Смарт Энджинс Сервис», г. Москва, Россия. Количество печатных работ: более 150. Область научных интересов: обработка изображений, быстрые алгоритмы, дискретное преобразование Радона. E-mail: dimonstr@iitp.ru

Analysis of the Tomographic Reconstruction from Polychromatic Projections for Objects with Highly Absorbing Inclusions

M. V. Chukalina^{1,II}, A. V. Buzmakov^I, A. S. Ingacheva^{III,III}, Ya. L. Shabelnikova^{IV}, V. E. Asadchikov^I, I. N. Bukreeva^{V,VI}, D. P. Nikolaev^{III,II}

^IShubnikov Institute of Crystallography of Federal Scientific Research Centre "Crystallography and Photonics" of Russian Academy of Sciences", Moscow, Russia

^{II}Smart Engines Services LLC, Moscow, Russia

^{III}Institute for Information Transmission Problems (Kharkevich Institute) RAS, Moscow, Russia

^{IV}Institute of Microelectronics Technology and High Purity Materials RAS, Chernogolovka, Russia

^VInstitute of Nanotechnology -CNR, Roma, Italy

^{VI}Lebedev Physical Institute, Moscow, Russia

Abstract. The method of computer tomography is used for studying the internal structure of an object without its physical destruction. If the object contains highly absorbing inclusions, the reconstructed image contains characteristic artifacts called "metal". Such distortions may conceal or simulate both pathologies in medical research and, for example, stress states or cracks in products in the case of industrial use of the method. The paper analyzes possible sources of artifacts. The results of the reconstruction of a baby tooth image measured on a laboratory microtomograph are discussed. The tooth was removed before the end of the root resorption process, which made it possible to strengthen the strongly absorbing particle in the

cavity between the roots before the measurements. The presence of a strongly absorbing inclusion gave rise to artifacts in the reconstructed image. This work is devoted to the analysis of the possibility of reducing these artifacts. In addition to visual comparison of the results of reconstruction of the tooth cross-section without inclusion and the results of reconstruction in the presence of inclusion calculated values of metrics RMSE and SSIM. The obtained results show that application of algebraic approach allows improving the reconstruction quality in the presence of strongly absorbing inclusions.

Keywords: computer tomography, polychromatic scanning, "metal" artifacts, algebraic recovery methods, nonlinear optimization, X-ray radiation.

DOI 10.14357/20718632200305

References

- Gordon R. and Herman G.T. Three-Dimensional Reconstruction from Projections: A Review of Algorithms. // *International Review of Cytology*. 1974. V. 38. P. 111-151. DOI: 10.1016/S0074-7696(08)60925-0.
- Brooks R.A., De Chiro G. 1976. Beam hardening in X-ray reconstructive tomography. // *Phys. Med. Biol.* V. 21 Num. 3. PP. 390-398. DOI: 10.1088/0031-9155/21/3/004.
- Kalender W. A, Hebel R., Ebersberger J. Reduction of CT artifacts caused by metallic implants. // *Radiology*. 1987. 164(2): 576-577. DOI: 10.1148/radiology.164.2.3602406.
- Luzhbin D., Wu J. Model Image-Based Metal Artifact Reduction for Computed Tomography. // *J Digit Imaging*. 2020. V. 33, Num. 1. PP. 71-82. DOI: 10.1007/s10278-019-00210-6.
- Zopfs D., Lennartz S., Pennig L. et al. Virtual monoenergetic images and post-processing algorithms effectively reduce CT artifacts from intracranial aneurysm treatment. // *Sci Rep*. 2020. V. 10, Num. 6629/ PP. 1-10. <https://doi.org/10.1038/s41598-020-63574-8>
- Pashina T. V. Gajdel' A., Zel'ter P. M., Kaphishnikov A. V., Nikonov A. V. Sravnenie algoritmov vydeleniya oblasti interesa na komp'yuternyh tomogrammakh legkih [Automatic highlighting of the region of interest in computed tomography images of the lungs]. // *Komp'yuternaya optika [Computer optics]*. 2020. T. 44. № 1. C.74-81. DOI: <https://doi.org/10.18287/2412-6179-CO-659>.
- Mellander H., Ramgren B., Ullberg T., Fransson V., Ydström K., Wasselius J. Brain dual energy computed tomography and intracranial coils – can the metal artifacts be reduced? // *Congress: EuroSafe Imaging 2020*. 2020. ESI-08910. DOI:10.26044/esi2020/ESI-08910.
- Coleman M., Sinclair A. A beam-hardening correction using dual-energy computed tomography. // *Physics in Medicine & Biology*. 1985. V. 30, № 11. P 1251.
- Herman, G. T. Correction for beam hardening in computed tomography. // *Physics in Medicine and Biology*. 1979. V. 24, № 1. P. 81.
- Hammersberg P., Mangard M. Correction for beam hardening artefacts in computerised tomography. // *Journal of X-ray Science and Technology*. 1998. V. 8, № 1. P. 75—93.
- Xie S., Zhuang W., Li B., Bai P., Shao W., Tong Yu. Blind deconvolution combined with level set method for correcting cupping artifacts in cone beam CT. // *SPIE Medical Imaging*. 2017. V. 10133. P. 010133z.
- Pauwels R., Cao W., Wang B., Xiao Yo., Dewulf W. Exploratory research into reduction of scatter and beam hardening in industrial computed tomography using convolutional neural networks. // 9th International Conference on Industrial Computed Tomography. NDT.net Issue 2019-3. 2019. P. 1-8.
- Bamberg F., Dierks A., Nikolaou K., Reiser M. F., Becker C. R., Johnson T. R. C. Metal artifact reduction by dual energy computed tomography using monoenergetic extrapolation. // *European Radiology*. 2011. V. 21. Num. 7. P. 1424-1429. DOI: 10.1007/s00330-011-2062-1.
- Anderla A., Sladojevic S., Delso G., Culibrk D., Mirković M., Stefanovic D. Suppression of metal artefacts in CT using virtual sinograms and corresponding MR images. // *Current science*. 2017. V. 112. Num. 7. P. 1505-1511. DOI: 10.18520/cs/v112/i07/1505-1511.
- Oehler M., Buzug T.M. Statistical image reconstruction for inconsistent CT projection data. // *Methods of information in medicine*. 2007. V.3. P. 261-269. DOI: 10.1160/ME9041.
- Gordon R. A Tutorial on ART (Algebraic Reconstruction Techniques) // *IEEE Transactions on Nuclear Science*. 1974. V.21. Num. 3. P. 78-93. DOI: 10.1109/TNS.1974.6499238.
- Chukalina M. V., Ingacheva A., Prun V. E., Buzmakov A. V., Nikolaev D. P. A way to reduce the artifacts caused by intensely absorbing areas in computed tomography. // 29th European Conference on Modelling and Simulation. 2015. P. 527-531. DOI:10.7148/2015-0527.
- Chukalina, M. V., Ingacheva, A. S., Buzmakov, A. V., Krivososov, Y. S., Asadchikov, V. E., & Nikolaev, D. P. A Hardware and Software System for Tomographic Research: Reconstruction via Regularization // *Bulletin of the Russian Academy of Sciences: Physics*. 2019.V. 83(2). P. 150-154. DOI: 10.3103/S1062873819020084
- Kak A. C., Slaney M. Principles of Computerized Tomographic Imaging. // *Classics in applied mathematics*. 1998. DOI: 10.1118/1.1455742.
- Gilbert P. Iterative methods for the three-dimensional reconstruction of an object from projections. // *J. Teor. Biol*. 1972. V. 36. P. 105-117.
- Chukalina M., Nikolaev D., Sokolov V., Ingacheva A., Buzmakov A., Prun V. CT metal artifact reduction by soft inequality constraints. // *Proc. SPIE 9875, Eighth Interna-*

- tional Conference on Machine Vision (ICMV 2015). 2015. 98751C. DOI: 10.1117/12.2228810
22. Lehmann, E. L.; Casella, George (1998). *Theory of Point Estimation* (2nd ed.). New York: Springer. ISBN 978-0-387-98502-2. MR 1639875.
 23. Z. Wang, A. C. Bovik, H. R. Sheikh and E. P. Simoncelli, "Image quality assessment: From error visibility to structural similarity" // *IEEE Transactions on Image Processing*, 2004 V. 13(4), P. 600–612, Apr.
 24. Buzmakov, A. V., Asadchikov, V. E., Zolotov, D. A., Chukalina, M. V., Ingacheva, A. S., & Krivonosov, Y. S. (2019). Laboratory x-ray microtomography: Ways of processing experimental data. *Bulletin of the Russian Academy of Sciences: Physics*, 83(2), 146-149. DOI: 10.3103/S1062873819020060.
 25. McDavid W.D., Waggener R.G., Payne W.H., Dennis M.J. Spectral effects on three dimensional reconstruction from x rays // *Med. Physics*. 1975. V.2. Is. 6. P. 321-324. DOI: 10.1118/1.594200.
 26. Abella M, Martinez C, Desco M, Vaquero JJ, Fessler JA. Simplified Statistical Image Reconstruction for X-ray CT With Beam-Hardening Artifact Compensation. // *IEEE Trans Med Imaging*. 2020 Jan;39(1):111-118. DOI: 10.1109/TMI.2019.2921929.
 27. Chukalina M. V., Ingacheva A., Buzmakov A. V., Polyakov I. V., Gladkov A., Yakimchuk I., Nikolaev D. P. 2017. Automatic beam hardening correction for CT reconstruction. // 31st European Conference on Modelling and Simulation (ECMS), Budapest, Hungary May 23-26, P. 270-275. DOI: 10.7148/2017-0270.
 28. Rudin L.I., Osher S. and Fatemi E. Nonlinear total variation based noise removal algorithms. // *Physica D*. 1992. V.60. P/ 259-268. DOI: 10.1016/0167-2789(92)90242-F.
 29. Kober V.I., Makoveckij A.YU., Voronin S.M., Karnauhov V.N. Bystryj algoritm regularizacii polnoj variacii dlya klassa radial'no-simmetrichnyh funkcij.[Fast algorithm of regularization of full variation for a class of radial-symmetric functions] // *Informacionnyye processy [Information processes]* 2019. V. 19(1). P. 33–46.
 30. Vlasov V. V., Konovalov A. B., Kolchugin S. V. Joint image reconstruction and segmentation: Comparison of two algorithms for few-view tomography // *Computer Optics*. 2019. V. 43(6) P. 1008-1020. DOI: 10/18287/2412-6179-2019-43-6-1008-1020.
 31. Hejfec A.L. 3D modeli i algoritmy komp'yuternoj parametrizacii pri reshenii zadach konstruktivnoj geometrii (na nekotoryh istoricheskikh primerah).[3D models and algorithms of computer parameterization in solving problems of structural geometry (on some historical examples)] // *Vestnik YUUrGU. Seriya "Komp'yuternye tekhnologii, upravlenie, radioelektronika [Bulletin of SUSU. Computer Technologies, Control, Radio Electronics" series.]* 2016. V. 16. № 2. С. 24-42. DOI: 10.14529/ctcr160203

Chukalina M. V. Shubnikov Institute of Crystallography of Federal Scientific Research Centre “Crystallography and Photonics” of Russian Academy of Sciences”, Moscow, Russia. Smart Engines Services LLC, Moscow, Russia. Senior researcher, PhD. Number of printed works: more than 150. Scientific interests: direct and inverse problems in microscopy and tomography, e-mail: chukalinamarina@gmail.com

Buzmakov A. V. Shubnikov Institute of Crystallography of Federal Scientific Research Centre “Crystallography and Photonics” of Russian Academy of Sciences”, Moscow, Russia. Senior researcher, PhD. Number of printed works: more than 60 (including 1 chapter in the monography). Scientific interests: X-ray optics, microtomography, e-mail: buzmakov@gmail.com

Ingacheva A. S. Institute for Information Transmission Problems (Kharkevich Institute) RAS, Moscow, Russia. Smart Engines Services LLC, Moscow, Russia. Number of publications: 18. Scientific interest: X-ray tomography, image processing, e-mail: ingacheva@gmail.com

Shabelnikova Ya. L. Institute for Microelectronics Technology RAS, Chernogolovka, Russia. Researcher. Number of printed works: 9. Scientific interests: solid state physics, X-rays.

Bukreeva I. N. Institute of Nanotechnology -CNR, Rome, Italy. Resecher, PhD. Lebedev Physical Institute, Moscow, Russia. Number of printed works: 62. Scientific interest: phase-contrast tomography, image processing.

Asadchikov V. E. Shubnikov Institute of Crystallography of Federal Scientific Research Centre “Crystallography and Photonics” of Russian Academy of Sciences”, Moscow, Russia. Chief Scientific Officer, Head of Laboratory, Professor. Number of printed works: more than 200. Scientific interests: X-ray optics, microtomography, e-mail: asad@crys.ras.ru

Nikolaev D. P. Institute for Information Transmission Problems (Kharkevich Institute) RAS, Moscow, Russia. Smart Engines Services LLC, Moscow, Russia. Vice Director for Science. Number of printed works: more than 150. Scientific interests: image processing, fast algorithms, discrete Radon transform.