

Роль обратного рассеяния и полного поглощения в формировании металлических артефактов в компьютерной томографии

М. И. Гильманов^{*,**}, Д. Д. Казимиров^{*,**,***}, П. С. Чикин^{*},
Д. В. Полевой^{*,****,‡}, А. А. Киркича^{*,**,‡}, Л. Ю. Коляскин^{*,**,***},
М. В. Чукалина^{*,****}, В. В. Арлазаров^{*,****}

* ООО «Смарт Энджинс Сервис», г. Москва, Россия

** Институт проблем передачи информации им. А. А. Харкевича РАН, г. Москва, Россия

*** Московский государственный университет имени М.В. Ломоносова, г. Москва, Россия

**** Федеральный исследовательский центр «Информатика и управление»

Российской академии наук, г. Москва, Россия

‡ Московский физико-технический институт (национальный исследовательский университет),
г. Долгопрудный, Россия

Поступила в редколлегию 07.10.2025 г. Принята 10.12.2025 г.

Аннотация—Проблема подавления металлических артефактов в рентгеновской компьютерной томографии известна с момента появления метода и до сих пор не имеет универсального решения, даже с учётом современных подходов машинного обучения и искусственного интеллекта. В настоящей работе рассматривается роль обратного рассеяния в формировании металлических артефактов в компьютерной томографии. Показано, что при наличии сильно поглощающих включений, приводящих к полному поглощению, учёт обратного рассеяния позволяет получить реалистичные проекционные данные, хорошо воспроизводящие металлические артефакты на реконструкции. Полученные результаты уточняют модель формирования металлических артефактов и позволяют корректно учитывать эффекты полного поглощения и потери информации, что критически важно для разработки методов коррекции артефактов этого типа.

КЛЮЧЕВЫЕ СЛОВА: синтетические данные, моделирование, рассеяние, обратное рассеяние, тестовый объект, компьютерная томография, неразрушающий контроль, эталонные данные, обратная засветка детектора.

DOI: 10.53921/18195822_2025_25_4_874

1. ВВЕДЕНИЕ

Рентгеновская компьютерная томография (РКТ) является одним из наиболее информативных методов неинвазивного исследования внутренней структуры объектов [1–6] и широко применяется в задачах неразрушающего контроля в промышленности, материаловедении и научных исследованиях. На сегодняшний день измерение параметров как внешней, так и внутренней геометрии объектов в рамках неразрушающего контроля фактически возможно лишь с использованием методов томографической реконструкции. Дополнительным преимуществом применения РКТ является возможность одновременного контроля геометрических характеристик и качества материалов, поскольку метод РКТ позволяет выявлять дефекты внутренней структуры, такие как трещины, пустоты, посторонние включения и неоднородности, непосредственно в готовых изделиях. Принцип работы РКТ заключается в регистрации набора проекционных изображений исследуемого объёма при различных углах облучения с последующим применением математических алгоритмов реконструкции, позволяющих восстановить

пространственное распределение коэффициента ослабления в виде трёхмерного воксельного объёма [4, 7].

Качество реконструированного воксельного объёма определяется совокупностью множества факторов [1, 8, 9], включая аппаратные ограничения системы, погрешности измерений, стохастическую природу физических процессов взаимодействия рентгеновского излучения с веществом, отклонения реальных процессов от используемых математических моделей, а также численные приближения и предположения, вводимые для обеспечения приемлемой вычислительной сложности алгоритмов реконструкции. Дополнительный вклад в искажения могут вносить программные ошибки и неточности калибровки. Отклонения реконструированного воксельного объёма от некоторого “идеализированного” представления (эталона) принято называть артефактами реконструкции. Большинство артефактов воксельной реконструкции данных РКТ носит принципиально неустранимый характер, однако степень их выраженности и влияние на последующий анализ могут существенно варьироваться. В связи с этим разработка более точных и устойчивых к артефактам алгоритмов томографической реконструкции, а также алгоритмов подавления артефактов реконструкции остаётся актуальной научно-технической задачей и активно продолжается в настоящее время.

Одним из ключевых типов искажений являются артефакты (металлические артефакты), обусловленные наличием в объекте сильнопоглощающих (например, металлических) включений. Такие артефакты проявляются в виде выраженных полосовых и теневых искажений и могут существенно ухудшать качество реконструированных изображений, затрудняя интерпретацию данных и количественный анализ. Улучшение качества реконструкции в подобных условиях может быть достигнуто с использованием специализированных методов подавления артефактов от сильнопоглощающих включений. При этом критически важным этапом разработки и валидации таких методов является реалистичное моделирование проекционных данных, воспроизводящее характерные артефакты от сильнопоглощающих включений, наблюдаемые в реальных измерениях.

Одной из распространенных проблем при моделировании металлических артефактов является излишнее упрощение модели формирования артефактов [7, 10] сводящееся к моделированию исключительно влияния полихроматичности излучения [11–14]. Несмотря на то, что такой подход позволяет получить визуальное сходство артефактов реконструкции, он принципиально не учитывает потерю информации, происходящую в условиях полного поглощения и зачастую являющуюся доминирующим фактором, что может приводить к критической ложной валидации алгоритмов или переобучению нейросетевых моделей к несуществующей в реальных данных информации [15, 16].

Проблема генезиса и моделирования металлических артефактов при исследовании объектов с сильнопоглощающими включениями рассматривались в ряде работ [10, 11, 17–19]. В недавней работе [10] была показана определяющая роль эффектов полного поглощения при формировании сигнала в условиях присутствия металлических включений. Было продемонстрировано, что в выполненных измерениях интенсивность сигнала от детектора в зонах тени от металла не зависела от толщины металлического включения, что указывает на достижение режима полного поглощения рентгеновского излучения. При этом значения регистрируемого сигнала оставались существенно отличными от нулевых значений. Авторы показали, что моделирование с использованием популярных инструментов, включая симулятор XCIST [20], не позволяет воспроизвести данный эффект. Поэтому была предложена модель “смещения темного тока под нагрузкой”, которая позволила получить модельные данные, близкие к реально измеренным проекциям. Тем не менее эффект моделировался эмпирически, а природа обнаруженного смещения не обсуждалась.

В рамках настоящей работы рассматривается, гипотеза о связи обнаруженного смещения с эффектом “обратного рассеяния”, т.е. рассеяния на детекторе или за детектором с регистрацией обратно рассеянных фотонов [21–25]. Показано, что такая модель включает в себя как частный случай модель “смещения темнового тока под нагрузкой”, и также позволяет выполнить реалистичное моделирование данных с сильно поглощающими включениями. Полученные результаты могут быть использованы для качественной генерации данных с металлическими артефактами, а также метод может быть адаптирован под параметры и ядро рассеяния конкретной установки.

2. ПОЛНОЕ ПОГЛОЩЕНИЕ И ОБРАТНОЕ РАССЕЯНИЕ В КТ

2.1. Эффект полного поглощения рентгеновского излучения

Наличие в исследуемом объекте сильнопоглощающих включений зачастую может приводить к возникновению ситуации полного поглощения. В этом случае, часть ячеек детектора, лежащих на оптических путях, проходящих через оптически плотные области, не регистрирует ни одного фотона. Важной особенностью этого эффекта является то, что сигнал не просто перестает соответствовать простой линейной модели, а фактически полностью теряет информацию. В то же время, несмотря на общее понимание исследователями важной роли этого эффекта [10, 26–28], при моделировании металлических артефактов полное поглощение зачастую не рассматривается, а предпочтение отдается более простым моделям, на основе ужесточения пучка и полихроматического излучения [29]. Отчасти это связано с тем, что наивное воспроизведение условий съемки, приводящих к полному поглощению, в модельном эксперименте приводит к нереалистичным проекционным и реконструированным данным.

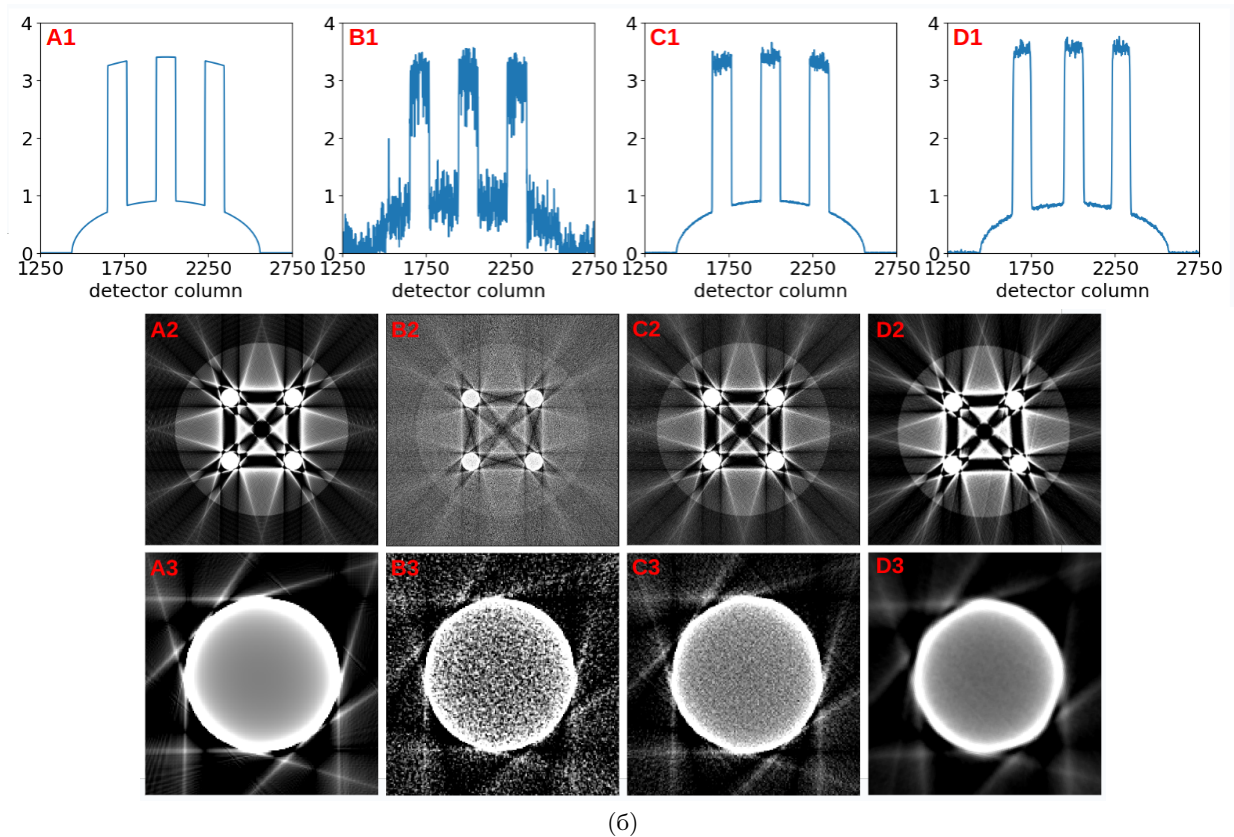
Как показано в работе [10], такое расхождение связано с тем, что в реальном эксперименте в условиях полного поглощения сигнал оказывается ограничен некоторым постоянным значением, которое не изменяется даже при изменении интегральной оптической плотности в два раза. Авторы предложили эмпирическую модель “смещения темнового тока под нагрузкой”, которая сводится к учету константной аддитивной добавки к сигналу, и соответствующей минимальному уровню регистрируемого сигнала. Такой подход позволил выполнить моделирование в условиях достижения полного поглощения с воспроизведением проекционных данных, близких к реальному эксперименту (рисунок 1).

Однако генезис обнаруженного смещения темнового тока в рамках работы [10] фактически не исследовался. В следующем разделе рассматривается одна из наиболее вероятных причин возникновения такого эффекта – эффект обратного рассеяния.

2.2. Эффект обратного рассеяния

На показания детектора в рентгеновской компьютерной томографии существенное влияние оказывают не только физические свойства исследуемого объекта, но и особенности самого детектора [30, 31]. Одним из таких факторов является обратное рассеяние – эффект, при котором на изображении возникает дополнительный сигнал, не связанный напрямую с прохождением рентгеновского излучения через объект. Причинами этого явления могут быть рассеяние фотонов внутри материалов детектора, флуоресценция, комптоновское рассеяние или взаимодействие излучения с оптическими элементами сцинтиллятора. В результате часть энергии излучения распределяется по всей площади детектора, включая те участки, которые должны оставаться затемненными при идеальном прохождении рентгеновских лучей.

Эффект обратного рассеяния относится к низкочастотным (см. рисунок 2) и, несмотря на заметную амплитуду, во многих практических сценариях оказывает лишь незначительное влияние на результаты томографической реконструкции. Это связано с тем, что пространственное



(6)

Рис. 1. Результаты моделирования на TomoSimulator из статьи [10]. А, В, С – результаты численного моделирования, D: реальные данные. (1) Строка линейаризованной проекции, (2) Визуализация центрального слоя реконструкции, (3) Область сильного поглощения на реконструкции.

распределение рассеянного сигнала изменяется медленно, и его вклад слабо проявляется после дифференциальной обработки, лежащей в основе стандартных алгоритмов реконструкции РКТ. По этой причине обратное рассеяние традиционно рассматривается как эффект второго порядка. В существующих работах [20, 32, 33] учет обратного рассеяния, как правило, осуществляется лишь в рамках полнофизических и детализированных моделей формирования проекционных данных, направленных на максимально точное воспроизведение всех процессов взаимодействия излучения с объектом и детектором. В таких моделях обратное рассеяние рассматривается совместно с другими физическими эффектами и не выделяется как самостоятельный фактор, существенно влияющий на результат реконструкции.

В рамках настоящей работы показано, что в условиях наличия в объекте сильно поглощающих включений, приводящих к режиму полного поглощения рентгеновского излучения, эффект обратного рассеяния перестает быть эффектом второго порядка и приобретает важное практическое значение. В частности, обратное рассеяние приводит к наблюдаемому смещению фоновой интенсивности на проекционных данных в областях полного поглощения, что напрямую влияет на характер формируемых металлических артефактов на реконструкции.

На практике эффект обратного рассеяния при моделировании синтетических данных часто игнорируется, несмотря на его известность и наличие методов его учета [32–36]. Данное обстоятельство обусловлено тем, что наиболее точные подходы к моделированию рассеяния основаны на методах Монте-Карло [32–34, 37] и требуют значительных вычислительных затрат и сложной параметрической настройки. Такие методы малоприспособны для потокового или мас-

сового синтеза данных, используемых при обучении и валидации алгоритмов РКТ, вследствие чего эффекты второго порядка, как правило, исключаются из моделирующих конвейеров.

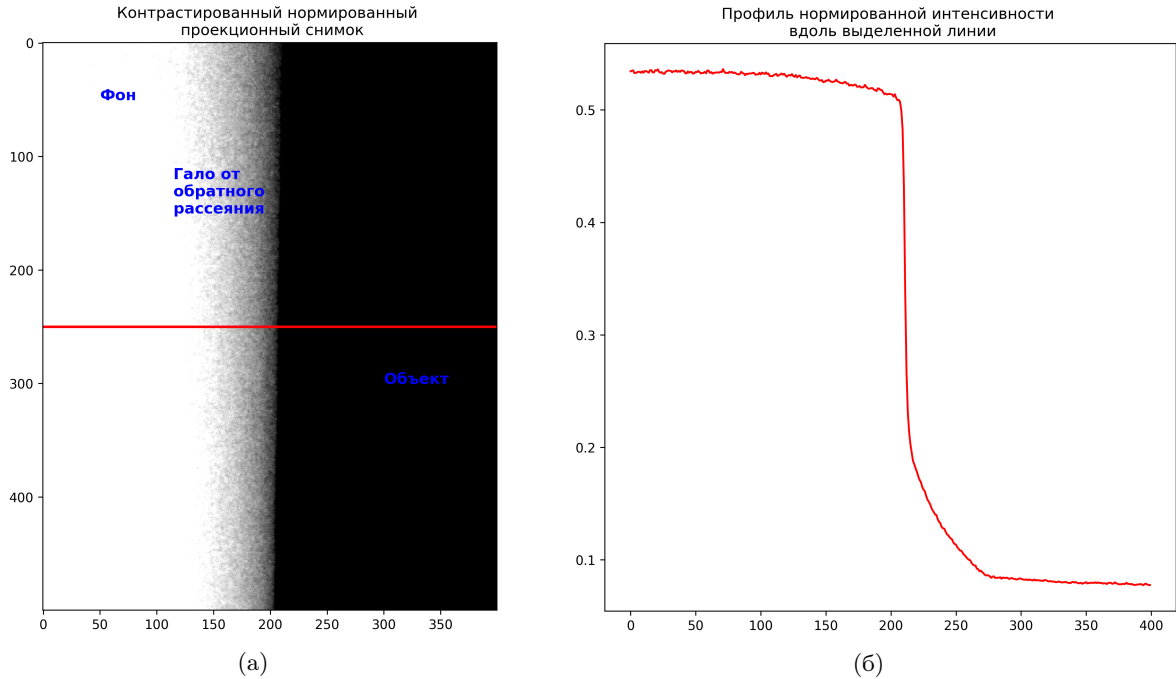


Рис. 2. Визуализация артефактов обратного рассеяния. (а) Контрастированный нормированный проекционный снимок; (б) Профиль нормированной интенсивности вдоль выделенной линии.

В условиях же полного поглощения обратное рассеяние, как мы демонстрируем в текущей работе, не может быть проигнорировано и должно учитываться хотя бы в рамках аппроксимационных моделей, в которых обратное рассеяние моделируется как свёртка исходного проекционного изображения с функцией распределения рассеяния, описывающей пространственное распространение рассеянных фотонов [35, 36]

В текущей работе для численного моделирования эффекта обратного рассеяния в синтетических проекционных данных предлагается использовать аппроксимационную модель, в которой функция плотности рассеяния фотонов аппроксимируется двумерной гауссианой. Приведем математическую формализацию модели. Обозначим проекционное изображение без учёта обратного рассеяния как P . Тогда изображение с учётом рассеяния P' рассчитывается по формуле

$$P' = P + k \cdot G_{\sigma}(P), \quad (1)$$

где $G_{\sigma}(P)$ — результат свёртки изображения P с двумерным гауссовым ядром с параметром $\sigma > 0$, а k — масштабный коэффициент, определяющий относительный вклад обратного рассеяния. Оператор G_{σ} моделирует пространственное размытие сигнала, обусловленное функцией рассеяния детектора и распространением фотонов внутри сцинтилляционного слоя.

Хотя реальная функция рассеяния детектора может быть более сложной, включая анизотропию и длиннохвостые компоненты, гауссово приближение позволяет адекватно воспроизводить основные низкочастотные эффекты и значительно упрощает настройку модели (рисунок 3). Параметр σ задаёт характерный пространственный масштаб размытия и связан с толщиной сцинтиллятора, оптическими свойствами материалов и структурой пикселей детектора, а коэффициент k отражает интегральный вклад обратного рассеяния относительно первичного сигнала. Значения параметров σ и k подбираются оптимизацией на основе сопоставления

синтетических и экспериментальных данных, используя визуальные и количественные метрики сходства.

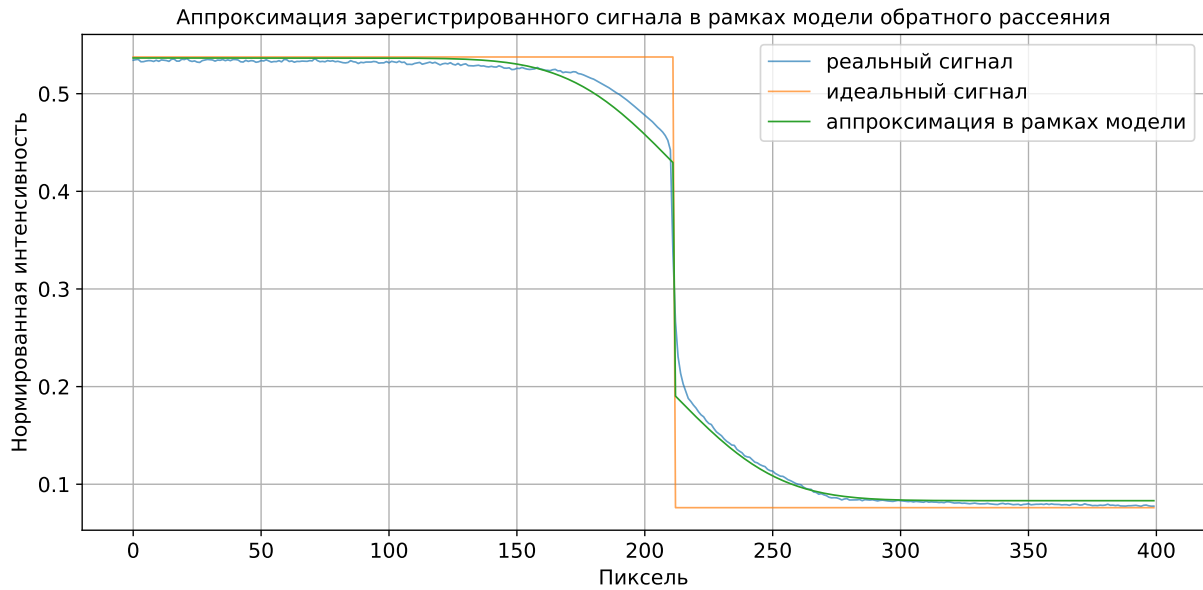


Рис. 3. Аппроксимация измеренного профиля нормированной интенсивности в рамках гауссовой модели обратного рассеяния.

Для повышения выразительности модели (1) и более точного учёта сложной структуры процессов рассеяния может быть рассмотрено её обобщение в виде линейной комбинации гауссовых свёрток

$$P' = P + \sum_{i=1}^N k_i \cdot G_{\sigma_i}(P), \quad (2)$$

где различные значения параметров σ_i соответствуют характерным пространственным масштабам перерассеяния в отдельных слоях и компонентах детектора. Далее, без ограничения общности, в настоящей работе рассматривается случай $N = 1$, соответствующий базовой модели (1).

Отметим, что предложенная конволюционная (сверточная) модель обратного рассеяния является обобщением эмпирической модели «смещения темнового тока под нагрузкой», предложенной в работе [10]. В терминах используемой параметризации указанная модель соответствует предельному случаю $\sigma = +\infty$, что на практике эквивалентно использованию больших абсолютных значений параметра среднеквадратического отклонения $\sigma \rightarrow +\infty$.

3. ЧИСЛЕННОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ РКТ ПРОЕКЦИЙ ОБЪЕКТОВ С СИЛЬНОПОГЛОЩАЮЩИМИ ВКЛЮЧЕНИЯМИ

Для верификации гипотезы о том, что учёт эффекта обратного рассеяния обеспечивает более реалистичное моделирование проекционных данных объектов с сильнопоглощающими включениями, были выполнены лабораторные измерения проекционных данных физического фантома. Исследуемый фантом представляет собой цилиндр из оргстекла высотой 25 мм и диаметром 10 мм, внутри которого расположены цилиндрические металлические вставки из меди диаметром 1.1 мм (рис. 4).

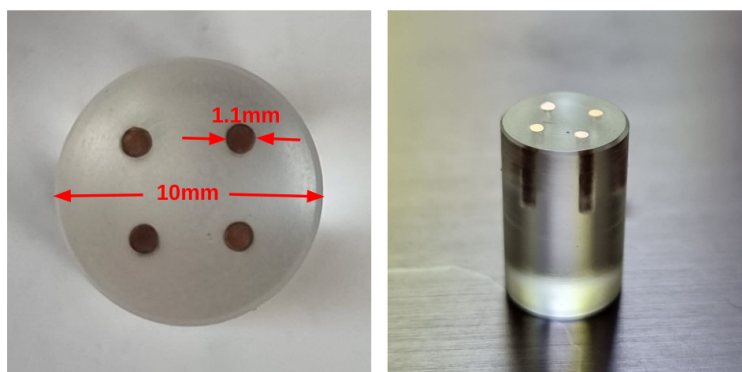


Рис. 4. Фотографии исследуемого образца.

Составные элементы фантома изготовлены из однородных материалов и имеют простую геометрию, что позволяет корректно и точно описывать их с использованием элементарных математических примитивов (кругов, окружностей). Для численного моделирования были построены бинарные воксельные маски материалов фантома, соответствующие пластику (оргстеклу) и меди. Маски имеют размер $1200 \times 1200 \times 1$ вокселей, пространственное разрешение 0.009 мм в плоскости поперечного сечения и высоту 100 мм. Эти маски, представленные на рис. 5, использовались для генерации синтетических проекционных данных как без учёта, так и с учётом эффекта обратного рассеяния, после чего выполнялось визуальное сопоставление с экспериментальными лабораторными данными.

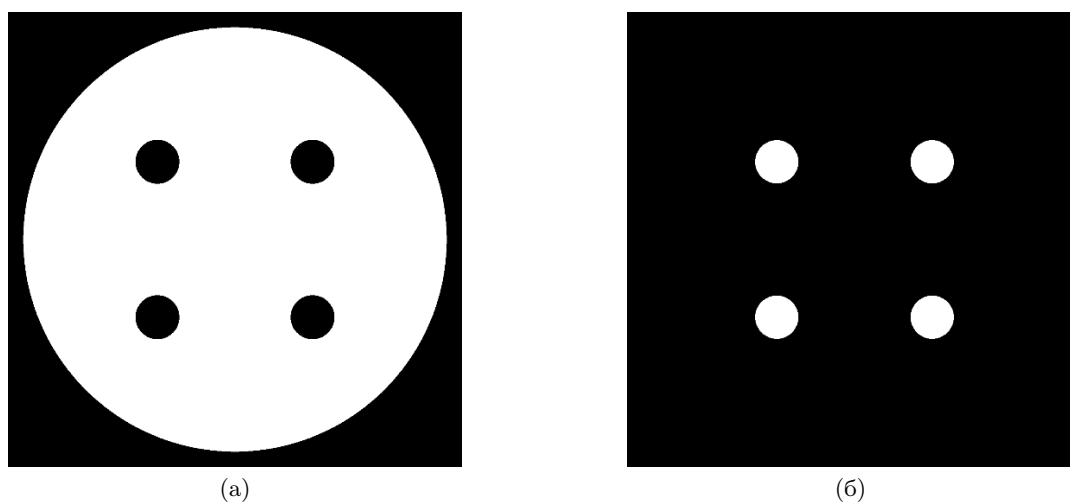


Рис. 5. Воксельная модель тестового объекта (бинарные маски). (а) Маска пластика (оргстекла); (б) Маска меди.

Численное моделирование проекционных данных физического фантома проводилось с использованием симулятора XCIST [20]. На первом этапе моделирование выполнялось без учёта эффекта обратного рассеяния. Для его последующего учёта выходные данные симулятора дополнительно обрабатывались в соответствии с аппроксимационной моделью (1). Конфигурация виртуальной РКТ-установки была выбрана таким образом, чтобы максимально воспроизводить условия реальных измерений (рис. 7), а также соответствовать численному эксперименту по моделированию «смещения темного тока под нагрузкой», описанному в работе [10].

Использовалась конусно-лучевая геометрия сканирования. Точечный источник рентгеновского излучения располагался на расстоянии 950 мм от центра фантома и 1000 мм от плоскостной детектора. Детектор имел размер 1500×1500 пикселей при размере пикселя 0.009 мм. В качестве сцинтилляционного материала использовался Р43 толщиной 0.022 мм, с коэффициентами заполнения по строкам и столбцам, равными 0.9. Используемый спектр рентгеновского излучения приведён на рис. 6. Значения параметров экспозиции, коэффициента усиления и межпиксельного перекрёстного влияния, настраиваемые в симуляторе XCIST, были подобраны на основе сопоставления синтетических и экспериментальных проекционных данных. В результате были выбраны следующие значения параметров: время регистрации одной проекции — 2.16 с, коэффициент усиления — 8.8, коэффициент межпиксельного перекрёстного влияния — 0.3.

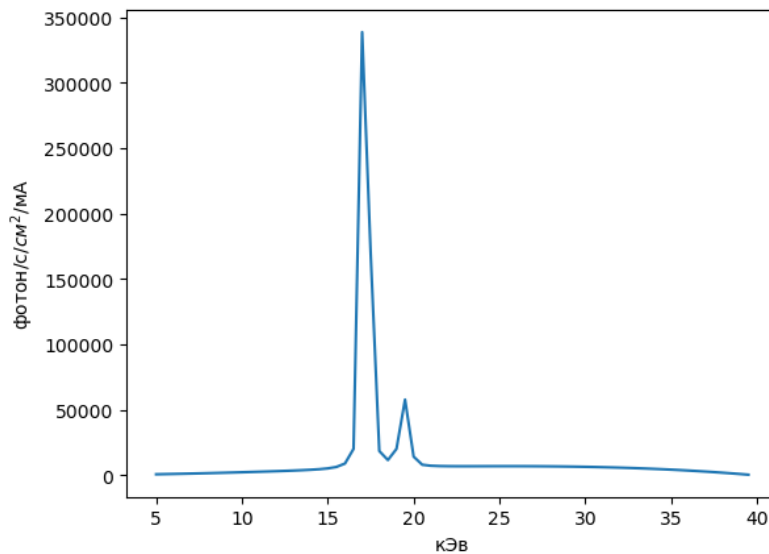


Рис. 6. Спектр рентгеновского излучения

На рис. 7 представлена визуализация центральной строки реального проекционного снимка, включая область сильного поглощения и соответствующий профиль интенсивности.

На начальном этапе моделирования симулятор XCIST применялся без дополнительного учёта обратного рассеяния (рис. 8). В этом случае наблюдалось существенное расхождение между синтетическими и экспериментальными проекционными данными. В частности, уровень сигнала в областях, соответствующих сильнопоглощающим включениям, был близок к нулю или принимал отрицательные значения вследствие электронного шума, что не соответствует наблюдаемым в реальных данных эффектам. Кроме того, в синтетических проекциях отсутствовал характерный остаточный фон, присутствующий в экспериментальных измерениях.

Таким образом, использование XCIST без дополнительной коррекции оказалось недостаточным для воспроизведения реалистичных условий сканирования в рассматриваемом режиме. Моделируемые данные не отражали ряд существенных физических эффектов, включая накопление сигнала в детекторе.

Для моделирования эффекта обратного рассеяния значения параметров аппроксимационной модели (1) были подобраны на основе анализа профилей интенсивности вблизи границ объекта и составили $k = 0.13$ и $\sigma = 118$. Проекционные данные с учётом обратного рассея-

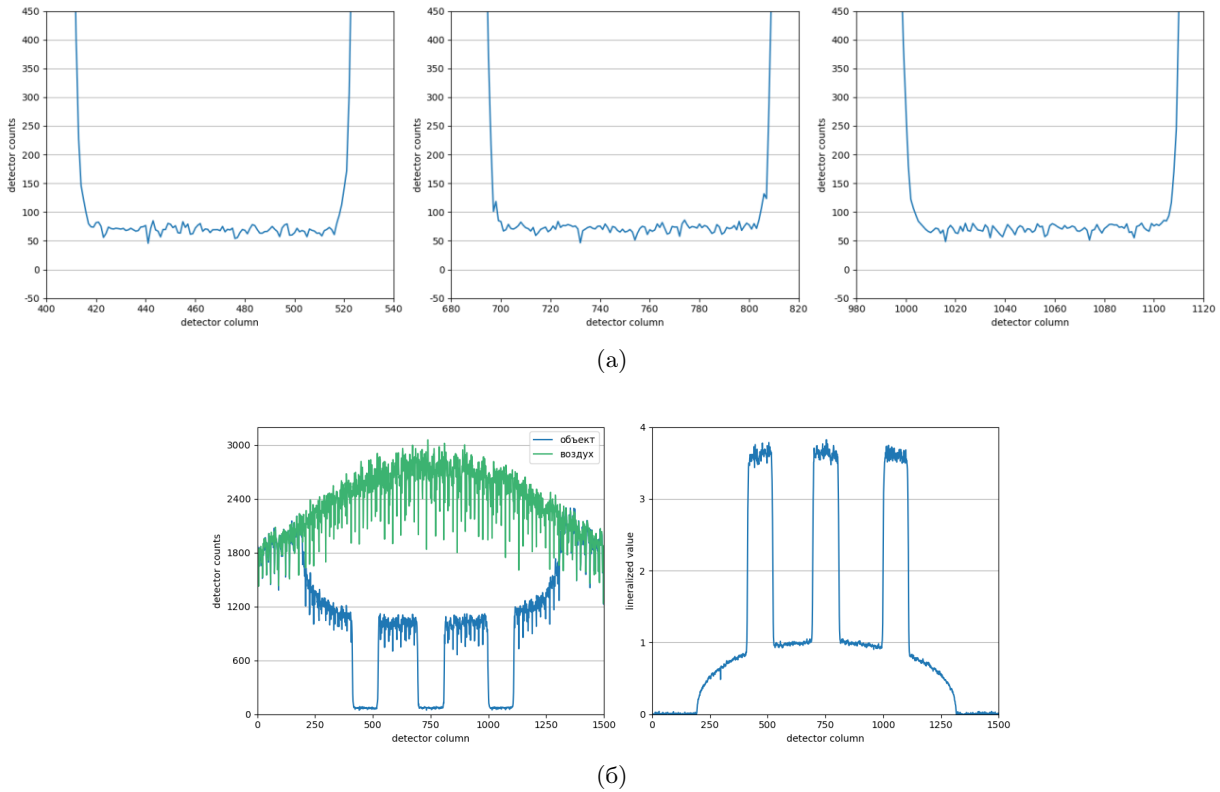


Рис. 7. Показания для реальных проекций, визуализация центральной строки проекции. (а) Показания детектора в зоне сильного поглощения (увеличенные участки для каждого из трех включений). (б) Профиль интенсивности по центральной строке.

ния получались путём гауссовского сглаживания синтетических проекций, сгенерированных с использованием XCIST. Центральная строка такой проекции представлена на рис. 9.

Добавление этапа моделирования обратного рассеяния, а также согласованный подбор параметров экспозиции, усиления детектора и межпиксельной чувствительности позволили существенно повысить реалистичность синтетических данных. В результате полученные проекции оказались значительно ближе к экспериментальным как по визуальному восприятию, так и по числовым характеристикам в выбранных областях интереса (рис. 7). На рис. 10 показан аддитивный вклад обратного рассеяния в показания детектора.

В профилях, приведённых на рис. 10, в областях сильного поглощения наблюдаются ненулевые значения сигнала, качественно согласующиеся с экспериментальными данными. Вместе с тем уровень шума в реальных проекциях остаётся заметно выше, что проявляется в виде большей амплитуды флуктуаций интенсивности.

4. ОБСУЖДЕНИЕ РЕЗУЛЬТАТОВ

Приведённые результаты демонстрируют, что учёт эффекта обратного рассеяния при численном моделировании проекционных данных позволяет существенно повысить согласованность синтетических и экспериментальных данных для объектов с сильнопоглощающими включениями. В частности, предложенная аппроксимационная модель корректно воспроизводит ненулевой фоновый сигнал в областях полного поглощения, а также характерное смещение уровня интенсивности, наблюдаемое в реальных измерениях. Это, в свою очередь, приводит к формированию более реалистичной структуры металлических артефактов на реконструкциях. При этом, предложенное рассмотрение позволяет объяснить ранее сформулированную эмпи-

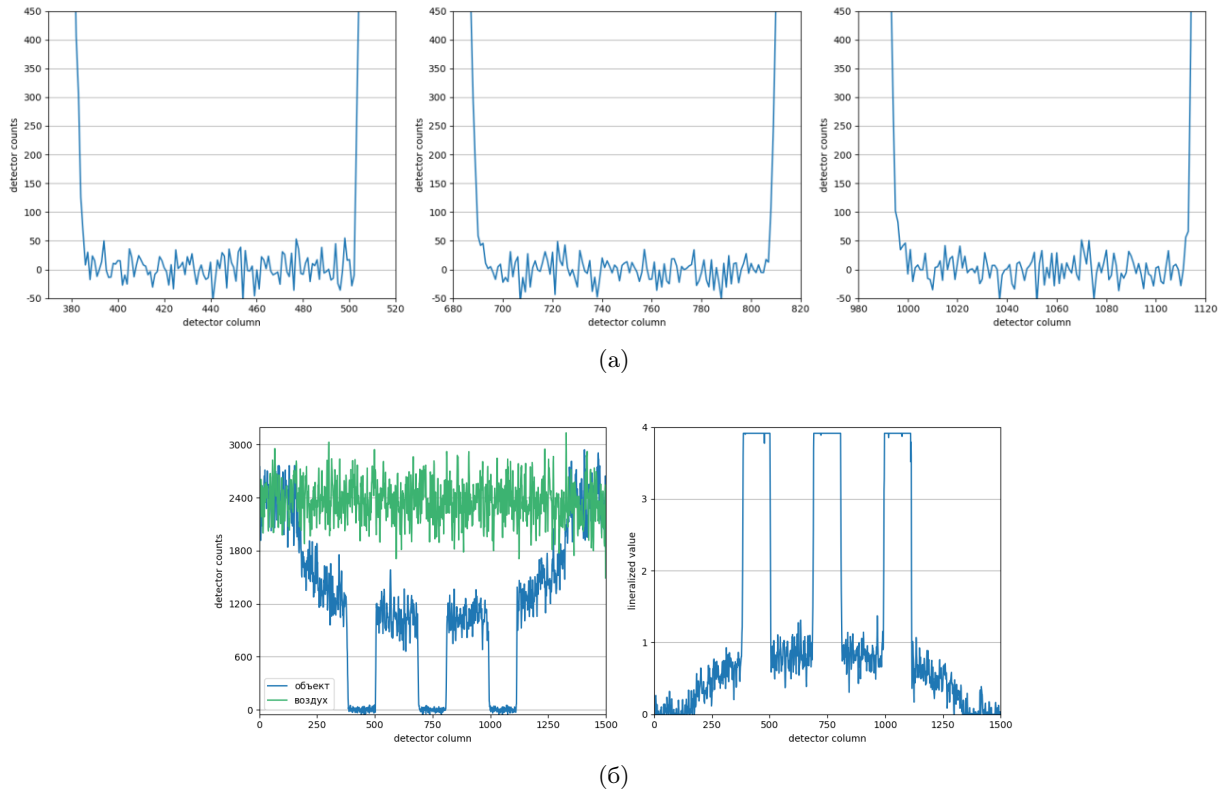
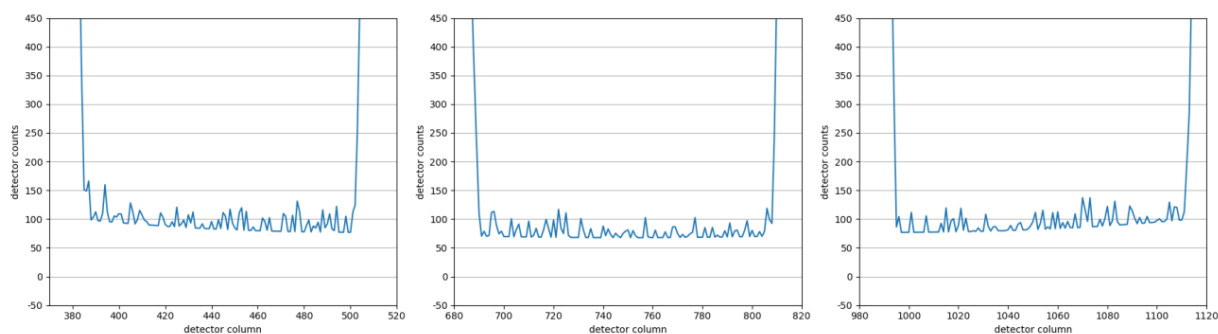


Рис. 8. Симуляция без учета обратного рассеяния. (а) Показания детектора в зоне сильного поглощения (увеличенные участки для каждого из трех включений). (б) Профиль интенсивности по центральной строке.

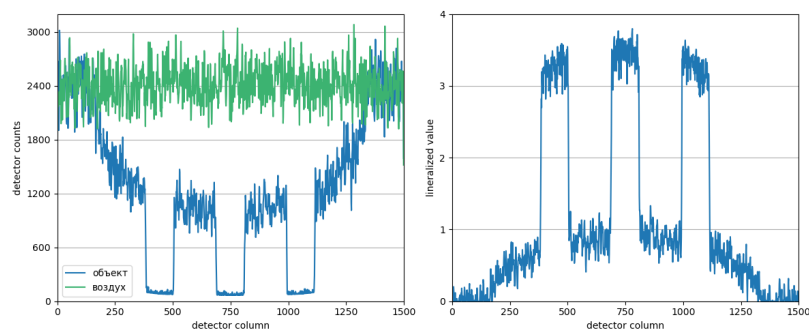
рическую модель в рамках конкретных физических процессов и явлений, параметры которых могут быть независимо оценены из дополнительных экспериментов.

Следует отметить, что в экспериментах, представленных в работе [10], использовалась верная схема сканирования с одномерным (линейным) детектором и неэффективно заданным значением коэффициента межпиксельного перекрёстного влияния, что приводило к нереалистичному усилению шума и что было отмечено и самими авторами [10]. В настоящей работе применялся плоскостной детектор, а значение коэффициента межпиксельного перекрёстного влияния было вручную оптимизировано. Такая аккуратная настройка позволила добиться моделирования адекватного уровня шума в данных.

Подчеркнем, что в определенных экспериментальных условиях (высокие энергии, размещение плотных пластин перед окном детектора для усиления вторичного излучения) обратное рассеяние может являться эффектом первого порядка, и вообще говоря не описываться аддитивной моделью рассеяния. В этих случаях рекомендуется использовать физически точные методы моделирования на основе Монте-Карло подхода. В рамках данной работы стояла цель воспроизведения реалистичной картины металлических артефактов в условиях полного поглощения, а не физически точного воспроизведения эффектов обратного рассеяния. Такой подход является оправданным, ввиду относительно низких энергий излучения и малости самого эффекта обратного рассеяния. При этом влияние эффекта обратного рассеяния на реконструкцию, вне областей полного поглощения оказывается крайне незначительным, ввиду медленных изменений и малой амплитуды аддитивного вклада. Фактически влияние эффекта сводится к некоторой регуляризации областей, соответствующих полному поглощению, поэтому конкретный способ моделирования и ядро обратного рассеяния в этом случае не имеют



(a)



(б)

Рис. 9. Симуляция с учетом обратного рассеяния. (а) Показания детектора в зоне сильного поглощения (увеличенные участки для каждого из трех включений); (б) Профиль интенсивности по центральной строке.

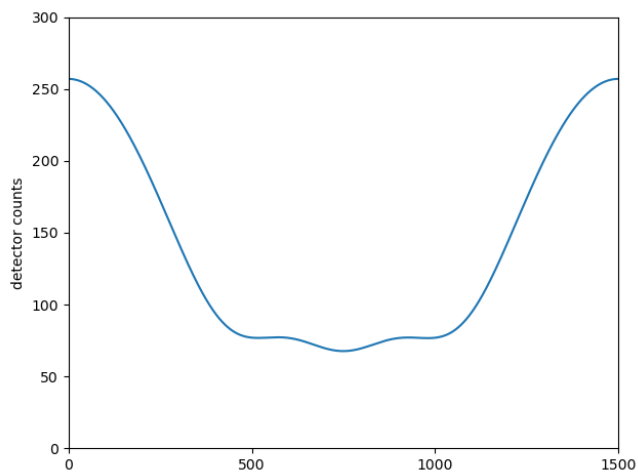


Рис. 10. Аддитивный вклад обратного рассеяния на центральной строке.

решающего значения, приводя к реалистичным результатам в широком диапазоне значений для достаточно больших σ (вплоть до $\sigma = +\infty$). С этой точки зрения, при необходимости создания больших объемов данных, оправданным представляется использование упрощенных моделей, аналогичных использованной в данной работе.

5. ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Проблема подавления металлических артефактов в КТ остается актуальной на протяжении всего существования технологии. В рамках данной работы предлагается новый взгляд на природу распределения вкладов различных физических процессов в формирование металлических артефактов в микротомографии. Подчеркивается роль обратного рассеяния в создании консистентной физической модели формирования артефактов в условиях полного поглощения рентгеновского излучения. Проведенные численные эксперименты демонстрируют хорошее соответствие с реальными экспериментальными данными, как с точки зрения проекций, так и с точки зрения артефактов на реконструкциях. Предложенный процесс моделирования не является вычислительно затратным, и может быть использован для получения большого количества синтетических данных, хорошо воспроизводящих реальные экспериментальные проблемы, что имеет особенное значение для методов машинного обучения.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Buzug T.M. *Computed Tomography*. Berlin: Springer Berlin Heidelberg, 2011. 522 p.
2. Withers P.J., Bouman C., Carmignato S. *et al.* X-ray computed tomography // *Nature Reviews Methods Primers*. 2021. Vol. 1, no. 1. P. 1–18.
3. V. L. Arlazarov, D. P. Nikolaev, V. V. Arlazarov, and M. V. Chukalina, “X-ray tomography: the way from layer-by-layer radiography to computed tomography,” *Computer Optics* **45**(6), 897–906 (2021). DOI: 10.18287/2412-6179-CO-898.
4. Polevoy D., Gilmanov M., Kazimirov D., Chukalina M., Ingacheva A., Kulagin P., Nikolaev D. Tomographic reconstruction: General approach to fast back-projection algorithms // *Mathematics*. 2023. Vol. 11, no. 23. Art. 4759.
5. Sharma K. Computed Tomography (CT) for Non-Destructive Evaluation: Enhancing Inspection Capabilities and 3D Visualization // *European Chemical Bulletin*. 2023. Vol. 12. P. 2676–2691.
6. Dewulf W., Bosse H., Carmignato S. *et al.* Advances in the metrological traceability and performance of X-ray computed tomography // *CIRP Annals*. 2022. Vol. 71. P. 693–716.
7. Polevoy D., Kazimirov D., Gilmanov M., Nikolaev D. No Reproducibility, No Progress: Rethinking CT Benchmarking // *Journal of Imaging*. 2025. Vol. 11, no. 10. Art. 344.
8. Ketcham R.A., Hanna R.D. Beam hardening correction for X-ray computed tomography of heterogeneous natural materials // *Computers & Geosciences*. 2014. Vol. 67. P. 49–61.
9. Чукалина М.В. К задаче оценки точности в компьютерной томографии // *ИТuBC*. 2025. № 2. С. 3–11. DOI: 10.14357/20718632250201.
10. Shutov M., Gilmanov M., Polevoy D. *et al.* CT metal artifacts simulation under X-ray total absorption // *Sixteenth International Conference on Machine Vision (ICMV 2023)*. 2024. Vol. 13072. P. 130720Z.
11. De Man B., Nuyts J., Dupont P., Marchal G., Suetens P. Metal streak artifacts in X-ray computed tomography: a simulation study // *1998 IEEE Nuclear Science Symposium Conference Record. 1998 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference (Cat. No. 98CH36255)*. 1998. Vol. 3. P. 1860–1865. IEEE.
12. X. Dong, X. Yang, J. Rosenfield, E. Elder, and A. Dhabaan, “Image-based metal artifact reduction in X-ray computed tomography utilizing local anatomical similarity,” in *Medical Imaging 2017: Physics of Medical Imaging*, vol. 10132, pp. 792–797, SPIE, 2017.
13. Y. Zhang and H. Yu, “Convolutional neural network based metal artifact reduction in X-ray computed tomography,” *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 37, no. 6, pp. 1370–1381, 2018.
14. L. Yu, Z. Zhang, X. Li, and L. Xing, “Deep sinogram completion with image prior for metal artifact reduction in CT images,” *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 40, no. 1, pp. 228–238, 2020.

15. Yamaev A. V., Chukalina M. V., Nikolaev D. P., Kochiev L. G., Chulichkov A. I. Neural network regularization in the problem of few-view computed tomography // *Computer Optics*. — 2022. — Vol. 46, No. 3. — P. 422–428. — DOI: 10.18287/2412-6179-CO-1035.
16. Yamaev A. V. Monitored reconstruction improved by post-processing neural network // *Computer Optics*. — 2024. — Vol. 48, No. 4. — P. 601–609. — DOI: 10.18287/2412-6179-CO-1389.
17. Maier J., Leinweber C., Sawall S., Stoschus H., Ballach F., Müller T., Hammer M., Christoph R., Kachelrieß M. Simulation-based metal artifact reduction for computed tomography of multi-material components // *6th Conference on Industrial Computed Tomography, Wels, Austria*. 2016.
18. Peters N., Haneda E., Zhang J., Karageorgos G., Xia W., Verburg J., Wang G., Paganetti H., De Man B. A hybrid training database and evaluation benchmark for assessing metal artifact reduction methods for X-ray CT imaging // *Medical Physics*. 2025. Vol. 52, no. 10. Art. e70020. Wiley Online Library.
19. Osipov S. P., Chakhlov S. V., Zhvyrblia V. Y., Sednev D. A., Osipov O. S., Usachev E. Y. The nature of metal artifacts in X-ray computed tomography and their reduction by optimization of tomography systems parameters // *Applied Sciences*. 2023. Vol. 13, no. 4. Art. 2666. MDPI.
20. Wu M., Fitzgerald P., Zhang J. et al. XCIST – an open access X-ray/CT simulation toolkit // *Physics in Medicine & Biology*. 2022. Vol. 67. Art. 194002.
21. G. Poludniowski, P. M. Evans, A. Kavanagh, and S. Webb, “Removal and effects of scatter-glare in cone-beam CT with an amorphous-silicon flat-panel detector,” *Physics in Medicine & Biology*, vol. 56, no. 6, pp. 1837–1851, 2011.
22. J. Zheng, J. A. Fessler, and H.-P. Chan, “Detector blur and correlated noise modeling for digital breast tomosynthesis reconstruction,” *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 37, no. 1, pp. 116–127, 2017.
23. Q. Cao, A. Sisniega, M. Brehler, J. W. Stayman, J. Yorkston, J. H. Siewerdsen, and W. Zbijewski, “Modeling and evaluation of a high-resolution CMOS detector for cone-beam CT of the extremities,” *Medical Physics*, vol. 45, no. 1, pp. 114–130, 2018.
24. S. Tilley, J. H. Siewerdsen, and J. W. Stayman, “Model-based iterative reconstruction for flat-panel cone-beam CT with focal spot blur, detector blur, and correlated noise,” *Physics in Medicine & Biology*, vol. 61, no. 1, pp. 296, 2015.
25. M. Sun and J. M. Star-Lack, “Improved scatter correction using adaptive scatter kernel superposition,” *Physics in Medicine & Biology*, vol. 55, no. 22, pp. 6695, 2010.
26. Barrett, J. F., & Keat, N. (2004). Artifacts in CT: recognition and avoidance. *Radiographics*, 24(6), 1679–1691. Radiological Society of North America.
27. Boas, F. E., & Fleischmann, D., et al. (2012). CT artifacts: causes and reduction techniques. *Imaging Med*, 4(2), 229–240.
28. Mori, I., Machida, Y., Osanai, M., & Inuma, K. (2013). Photon starvation artifacts of X-ray CT: their true cause and a solution. *Radiological Physics and Technology*, 6(1), 130–141. Springer.
29. Ингачева А. С., Чукалина М. В., Николаев Д. П. Исследование свойств полиномиальной корректирующей функции полихроматических лучевых интегралов в задаче компьютерной томографии // *Труды ИСА РАН*. — 2021. — Т. 71, № 1. — С. 92–100. — DOI: 10.14357/20790279210111.
30. B. R. Müller, A. Lange, M. P. Hentschel, et al., “A comfortable procedure for correcting X-ray detector backlight,” *Journal of Physics: Conference Series*, vol. 425, no. 19, p. 192015, 2013.
31. A. M. Al-Falahat, A. Kupsch, M. P. Hentschel, et al., “Correction approach of detector backlighting in radiography,” *Review of Scientific Instruments*, vol. 90, no. 12, p. 25108, 2019.
32. Wadeson N., Morton E., Lionheart W. Scatter in an uncollimated X-ray CT machine based on a Geant4 Monte Carlo simulation // *Medical Imaging 2010: Physics of Medical Imaging*. 2010. Vol. 7622. P. 1090–1097. SPIE.
33. Nazemi E., Six N., Iuso D., De Samber B., Sijbers J., De Beenhouwer J. Monte-Carlo-based estimation of the X-ray energy spectrum for CT artifact reduction // *Applied Sciences*. 2021. Vol. 11, no. 7. Art. 3145. MDPI.

34. Malusek A., Sandborg M., Carlsson G.A. CTmod—A toolkit for Monte Carlo simulation of projections including scatter in computed tomography // *Computer Methods and Programs in Biomedicine*. 2008. Vol. 90, no. 2. P. 167–178. Elsevier.
35. McCann M.T., Klasky M.L., Schei J.L., Ravishankar S. Local models for scatter estimation and descattering in polyenergetic X-ray tomography // *Optics Express*. 2021. Vol. 29, no. 18. P. 29423–29438. Optical Society of America.
36. Zhao W., Brunner S., Niu K., Schafer S., Royalty K., Chen G.-H. A patient-specific scatter artifacts correction method // *Medical Imaging 2014: Physics of Medical Imaging*. 2014. Vol. 9033. P. 267–273. SPIE.
37. Самарин С. И., Коновалов А. Б., Власов В. В., Соловьёв И. Д., Савицкий А. П., Тучин В. В. Основанное на методе Монте–Карло моделирование временных функций рассеяния точки и функций чувствительности для мезоскопической время-разрешённой флуоресцентной молекулярной томографии // *Компьютерная оптика*. — 2023. — Т. 47, № 5. — С. 673–690.

The Role of Backscattering and Complete Absorption in the Formation of Metal Artifacts in Computed Tomography

M. I. Gilmanov, D. D. Kazimirov, P. S. Chikin, D. V. Polevoy, A. A. Kirkicha,
L. Y. Koliaskin, M. V. Chukalina, V. V. Arlazarov

The problem of suppressing and modeling metal artifacts in X-ray computed tomography has been recognized since the advent of the technique and still lacks a universal solution. We investigate the role of back scattering in a genesis of metal artifacts in computed tomography. It is demonstrated that in the presence of strongly absorbing inclusions leading to complete absorption, accounting for back scattering enables the generation of realistic projection data and metal artifacts in the reconstructed images. The obtained results refine the model of metal artifact formation, which is critically important for the development of artifact correction methods of this type.

KEYWORDS: synthetic data, simulation, modeling, scattering, back scattering, phantom, computed tomography (CT), non-destructive testing, reference data, detector back-illumination, detector back scattering.