

**ПРАВИТЕЛЬСТВО МОСКВЫ
ДЕПАРТАМЕНТ ЗДРАВООХРАНЕНИЯ ГОРОДА МОСКВЫ**

СОГЛАСОВАНО

Главный внештатный специалист
по лучевой и инструментальной
диагностике
Департамента здравоохранения
города Москвы


Ю. А. Васильев
«20» июня 2025 г.

РЕКОМЕНДОВАНО

Экспертным советом по науке
Департамента здравоохранения
города Москвы № 20


«01» июня 2025 г.

**МЕТОДЫ ПОДАВЛЕНИЯ АРТЕФАКТОВ ПРИ ПРОВЕДЕНИИ
КТ-ИССЛЕДОВАНИЙ ПАЦИЕНТАМ
С МЕТАЛЛОКОНСТРУКЦИЯМИ**

Методические рекомендации № 39

УДК 615.84+616-073.75
ББК 53.6
М 54

Серия «Лучшие практики лучевой и инструментальной диагностики»

Основана в 2017 году

Организация-разработчик:

Государственное бюджетное учреждение здравоохранения города Москвы «Научно-практический клинический центр диагностики и телемедицинских технологий Департамента здравоохранения города Москвы»

Составители:

Баулин А. А. – научный сотрудник отдела медицинской информатики, радиомики и радиогеномики ГБУЗ «НПКЦ ДиТ ДЗМ»

Петряйкин А. В. – д-р мед. наук, главный научный сотрудник отдела стандартизации и контроля качества ГБУЗ «НПКЦ ДиТ ДЗМ»

Семенов Д. С. – канд. тех. наук, ведущий научный сотрудник отдела стандартизации и контроля качества ГБУЗ «НПКЦ ДиТ ДЗМ»

Артюкова З. Р. – младший научный сотрудник отдела стандартизации и контроля качества ГБУЗ «НПКЦ ДиТ ДЗМ»

Ерижоков Р. А. – руководитель отдела стандартизации и контроля качества ГБУЗ «НПКЦ ДиТ ДЗМ»

Омелянская О. В. – руководитель по управлению подразделениями дирекции «Наука» ГБУЗ «НПКЦ ДиТ ДЗМ»

Васильев Ю. А. – канд. мед. наук, главный внештатный специалист по лучевой и инструментальной диагностике ДЗМ, главный врач ГБУЗ «НПКЦ ДиТ ДЗМ»

Гатин Д. В. – врач-рентгенолог отдела научных медицинских исследований ГБУЗ «НПКЦ ДиТ ДЗМ»

Шапилов А. К. – главный врач ГБУЗ ММКЦ «Вороновское» ДЗМ

Чичерин А. А. – врач-рентгенолог диагностического отделения ГБУЗ ММКЦ «Вороновское» ДЗМ

М 54 Методы подавления артефактов при проведении КТ-исследований пациентам с металлоконструкциями: методические рекомендации / сост. А. А. Баулин, А. В. Петряйкин, Д. С. Семенов [и др.] // Серия «Лучшие практики лучевой и инструментальной диагностики». – Вып. 154. – М.: ГБУЗ «НПКЦ ДиТ ДЗМ», 2025. – 41 с.

Рецензенты:

Нуднов Николай Васильевич – д-р мед. наук, профессор, заместитель директора по научной работе, заведующий НИО комплексной диагностики заболеваний и радиотерапии ФГБУ «РНЦРР» Минздрава России

Нечаев Валентин Александрович – канд. мед. наук, заведующий центром комплексной диагностики ГБУЗ «ГКБ им. С. С. Юдина ДЗМ»

Методические рекомендации описывают типы артефактов, вызванных металлоконструкциями при КТ, их причины и методы коррекции изображений. Включают пошаговые инструкции для минимизации артефактов и действия медицинского персонала. Применение этих рекомендаций оптимизирует диагностику, снижает количество ошибок и улучшает качество медицинской помощи. Материал полезен для обучения и клинической практики, повышает эффективность работы с пациентами, имеющими импланты.

Данные методические рекомендации подготовлены авторским коллективом в рамках НИОКР «Разработка и создание аппаратно-программного комплекса для оппортунистического скрининга остеопороза» (№ ЕГИСУ: 123031400007-7) в соответствии с приказом Департамента здравоохранения города Москвы от 21.12.2022 г. № 1196 «Об утверждении государственных заданий, финансовое обеспечение которых осуществляется за счет средств бюджета города Москвы, государственным бюджетным (автономным) учреждениям, подведомственным Департаменту здравоохранения города Москвы, на 2023 год и плановый период 2024 и 2025 годов»

Данный документ является собственностью Департамента здравоохранения города Москвы, не подлежит тиражированию и распространению без соответствующего разрешения

ISSN

© Департамент здравоохранения города Москвы, 2025

© ГБУЗ «НПКЦ ДиТ ДЗМ», 2025

© Коллектив авторов, 2025

СОДЕРЖАНИЕ

ОБОЗНАЧЕНИЯ И СОКРАЩЕНИЯ	5
ВВЕДЕНИЕ	6
1. КАЧЕСТВО ИЗОБРАЖЕНИЙ ПРИ КТ-ИССЛЕДОВАНИЯХ	8
1.1. Артефакты на КТ-изображениях.....	8
1.2. Причины возникновения артефактов на КТ	9
1.2.1. Эффект усиления энергии пучка	9
1.2.2. Фотонное голодание	10
1.2.3. Рассеяние фотонов	11
1.2.4. Краевые эффекты.....	11
1.2.5. Шум.....	11
1.2.6. Недостаточность данных для реконструкции	12
2. МЕТОДЫ УЧЕТА И КОРРЕКЦИИ АРТЕФАКТОВ	13
2.1. Общие рекомендации по учету и минимизации влияния артефактов	13
2.2. Аппаратные и программные методы учета и минимизации влияния артефактов	14
2.3. Рекомендации по использованию MAR и ДЭКТ	15
2.4. Оценка качества изображений после обработки алгоритмом MAR	16
3. ВЫПОЛНЕНИЕ КТ ПАЦИЕНТАМ С МЕТАЛЛОКОНСТРУКЦИЯМИ.....	20
3.1. Металлоконструкции, обнаруженные во время КТ-сканирования	22
ЗАКЛЮЧЕНИЕ	24
СПИСОК ИСПОЛЬЗОВАННЫХ ИСТОЧНИКОВ	25
Приложение А. Информация о применении ДЭКТ и алгоритмов MAR для снижения металлических артефактов и их комбинация... Ошибка! Закладка не определена.	
Приложение Б. Новые методы подавления артефактов..... Ошибка! Закладка не определена.	
Приложение В. Графическая схема: проведение КТ пациентам с имплантатами Ошибка! Закладка не определена.	
Приложение Г. Эффективность применения MAR для подавления артефактов от металла	Ошибка! Закладка не определена.

ОБОЗНАЧЕНИЯ И СОКРАЩЕНИЯ

В настоящем документе применены следующие обозначения и сокращения:

КТ – компьютерная томография

РП – рентгеновская плотность

MAR – алгоритм подавления артефактов (Metal Artifact Reduction: O-MAR, MARS, iMAR, NMAR)

ДЭКТ – двухэнергетическая компьютерная томография

HU – числа Хаунсфилда (Hounsfield Units)

SNR – соотношение «сигнал/шум»

ЭТС – эндопротез тазобедренного сустава

ЭКС – эндопротез коленного сустава

ЭПС – эндопротез плечевого сустава

ЭГС – эндопротезирование голеностопного сустава

СИ – стоматологический имплант

ВП – винты позвоночника

КСТ – кардиостимулятор

ОКСТ – отведения кардиостимулятора

ВКиС – внутричерепные клипсы и спирали

КТПФ – компьютерная томография с подсчетом фотонов

ИИ – искусственный интеллект

CNN – сверточные нейронные сети (Convolutional Neural Networks)

DL – методы глубокого обучения (Deep Learning)

ВВЕДЕНИЕ

Компьютерная томография (КТ) – неинвазивный метод медицинской визуализации, позволяющий получать детальные изображения внутренних структур тела с помощью рентгеновского излучения. Этот метод, впервые предложенный в 1972 году Годфри Хаунсфилдом и Алланом Кормаком, считается революционным достижением в диагностике, сопоставимым по значимости с открытием рентгеновских лучей [1]. КТ широко используется для диагностики заболеваний костей, органов и мягких тканей, а также для оценки эндопротезов и состояния костной ткани [2]. При этом роль диагностики с использованием КТ в рутинной практике только растет с каждым годом. Например, использование КТ для диагностики в Российской Федерации в период с 2011 по 2021 г. увеличилось в 6 раз, с 4,6 млн до 27,6 млн [3].

КТ-исследование, несмотря на высокую информативность, имеет значительный недостаток – выраженные артефакты от металлических компонентов эндопротезов, особенно при установке протезов парных суставов. Артефакты также могут возникать от любых металлических инородных тел (например, при травмах или ранениях). Они проявляются не только вокруг эндопротезов, но и около любых металлоконструкций (металлоостеосинтез, сердечные клапаны и др.). Степень искажений зависит от характеристик импланта (размер, форма, состав) и параметров сканирования (напряжение, сила тока, настройки реконструкции) [4]. Артефакты на КТ в виде гипо- и гиперинтенсивных полос искажают рентгеновскую плотность, затрудняя визуализацию прилежащих тканей и органов [5]. Это осложняет диагностику состояний, таких как отек, глиоз, формирование костной мозоли или остеосклероз, особенно вокруг имплантов. Например, артефакты мешают КТ-денситометрии позвоночника, которая оценивает состояние костной ткани, что важно для контроля стабильности импланта [6–8]. Проблема усугубляется при оценке онкологических процессов и изменений в мягких тканях, где точность данных критически важна.

Артефакты от металла возникают по ряду причин: эффект ослабления излучения, эффекты рассеивания, квантовый шум, фотонное голодание, краевые эффекты, артефакты частичного объема, а также недостаточность данных для реконструкции [9]. Существует ряд способов снижения выраженности артефактов от металла – как при сканировании, так и при постобработке. Среди программных методов выделяется группа итерационных алгоритмов подавления артефактов от металла (Metal Artifact Reduction – MAR) [10], представленных практически у каждого крупного производителя компьютерных томографов [11–14]. Из аппаратных методов можно отметить использование двухэнергетической компьютерной томографии (ДЭКТ) [15], а также применяется методология КТ- сканирования объекта в разных геометрических позициях с последующей математической обработкой [16].

С целью решения практической задачи коррекции артефактов при КТ в работе рассматриваются ключевые аспекты проведения КТ у пациентов с металлическими конструкциями. Анализируются основные типы артефактов, возникающих при КТ-сканировании, и выявляются факторы, способствующие их формированию. Представлены современные методы коррекции данных артефактов для повышения качества получаемых изображений. Методические рекомендации содержат детальные пошаговые инструкции, направленные на учет особенностей сканирования и минимизацию влияния артефактов во время исследования. Также описан порядок действий медицинского персонала при работе с пациентами, имеющими различные виды имплантов. Применение данных рекомендаций позволяет оптимизировать процесс диагностики, снизить вероятность ошибок интерпретации результатов и улучшить качество предоставляемой медицинской помощи. Данный материал будет полезен как для образовательных целей в высших учебных заведениях, так и для практического использования в клинической диагностике, и поможет специалистам повысить эффективность работы с пациентами, имеющими металлические конструкции.

1. КАЧЕСТВО ИЗОБРАЖЕНИЙ ПРИ КТ-ИССЛЕДОВАНИЯХ

Качество изображения, полученного в результате КТ, определяется рядом ключевых факторов [17]:

- **пространственное разрешение**, которое характеризует способность различать мелкие детали на изображении;
- **контрастность**, отвечающая за различимость между областями с разной плотностью;
- **уровень шума**, который может снижать четкость изображения;
- **пространственная однородность**, обеспечивающая равномерность качества изображения по всему полю зрения;
- **линейность**, гарантирующая пропорциональное отображение интенсивности сигнала относительно реальной плотности тканей;
- **наличие или отсутствие артефактов**, которые могут исказить изображение и затруднить его интерпретацию.

Артефакты от металлоконструкций могут серьезно ухудшить качество КТ-изображений, иногда до такой степени, что они становятся непригодными для диагностики. Чтобы оптимизировать качество изображения, необходимо понимать, почему возникают артефакты и как их можно предотвратить или скорректировать.

1.1. Артефакты на КТ-изображениях

Артефакты на КТ-изображениях представляют собой отклонения, при которых значения HU-чисел на полученной картинке не соответствуют реальным характеристикам поглощения рентгеновского излучения тканями – рентгеновская плотность. Такие отклонения могут выражаться в виде различных нежелательных элементов, например, полос, областей затемнения или искажений, что снижает качество снимков и делает процесс диагностики более сложным. Артефакты можно разделить на следующие типы [18]:

- **линейные артефакты**: возникают из-за высокоплотных объектов, например, металлических имплантов или пломб, что приводит к появлению радиальных линий на изображении;
- **степенные (полосатые) артефакты**: возникают из-за недостаточного количества данных для корректной реконструкции изображения в областях, где рентгеновское излучение значительно поглощается металлом или другими плотными материалами;
- **артефакты усечения**: проявляются в виде полос на границе тканей с резко отличающимися характеристиками поглощения;
- **чашевидные искажения**: возникают когда рентгеновское излучение, проходящее через центральную часть сканируемого объекта, становятся «более жесточенным» по сравнению с тем, которое проходит через области, что связано с явлением ослабления пучка и рассеяния излучения.

Присутствие металлических имплантов или других высокоплотных материалов вызывает значительные артефакты из-за рассеяния и ослабления рентгеновского излучения. Металлические артефакты, проявляющиеся в виде полос, – одни из самых распространенных, наблюдаются примерно в 21% случаев сканирования в определенной серии [19]. Эти артефакты вызваны несколькими факторами, часть из которых связана с самим металлом, а часть – с его краями. Сам материал металла способствует возникновению таких явлений, как ослабление пучка, рассеяние рентгеновских лучей и пуассоновский шум. Комбинация эффекта ослабления пучка и рассеяния приводит к формированию темных полос, расположенных между металлическим объектом и окружающими более светлыми областями (рисунок 1).

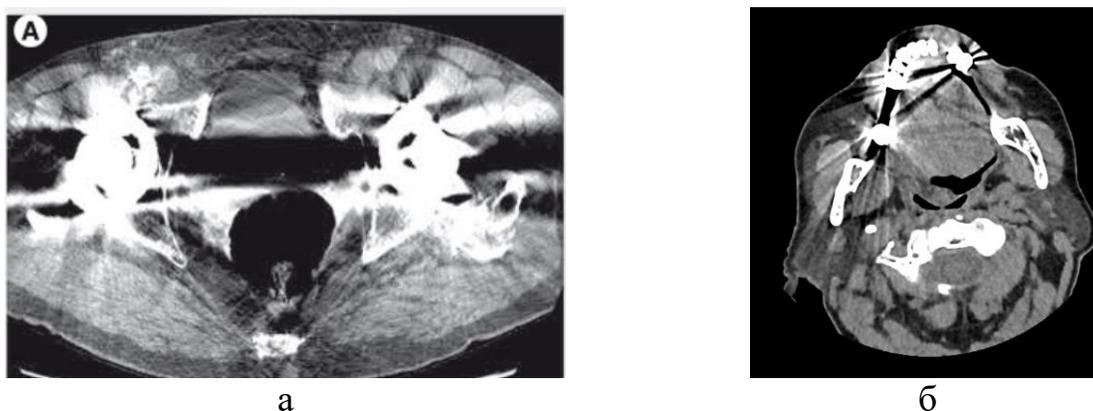


Рисунок 1 – Примеры артефактов при разных имплантах в теле человека: а – артефакты при имплантах ТБС; б – артефакты при стоматологических имплантах

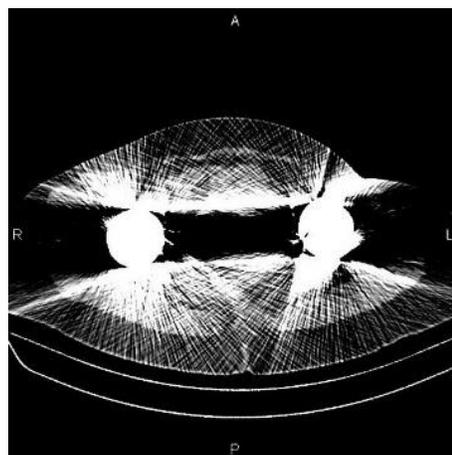
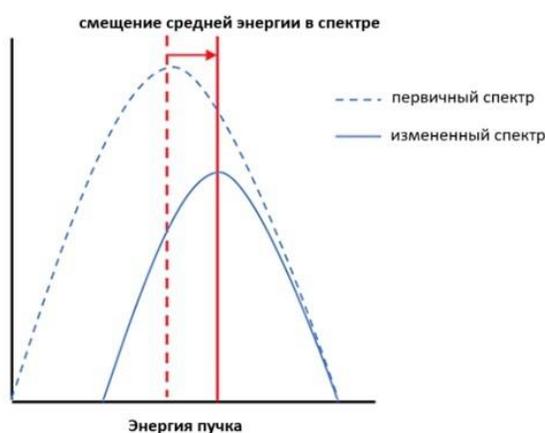
1.2. Причины возникновения артефактов на КТ

Металлические артефакты особенно выражены у металлов с высоким атомным числом, таких как железо или платина, и менее выражены у металлов с низким атомным числом, таких как титан. Физические причины возникновения артефактов на КТ-изображениях включают процессы, связанные с физикой сбора данных и взаимодействия рентгеновского излучения с тканями. Рассмотрим основные эффекты, оказывающие влияние на рождение артефактов при КТ-сканировании [20].

1.2.1. Эффект усиления энергии пучка

Эффект усиления энергии пучка возникает, когда более низкоэнергетические компоненты рентгеновского пучка поглощаются материалом быстрее, чем высокоэнергетические, что может вызывать определенные искажения в изображении, особенно при сканировании объектов с

высокой плотностью, таких как кости или металлические импланты. Это вызывает сдвиг полихроматического рентгеновского спектра в сторону более высокого энергетического уровня (рисунок 2а). Такое «усиление» средней энергии воспринимается системой КТ как менее интенсивное ослабление материала по сравнению с окружающими тканями, что приводит к назначению более низких единиц Хаунсфилда и отображению соответствующих областей в более темных тонах на изображении (рисунок 2б).



а

б

Рисунок 2 – Эффект усиления энергии пучка (*beam hardening*): а – схема, показывающая усиление спектра пучка; б – наблюдаемые артефакты на КТ

1.2.2. Фотонное голодание

Явление возникает в результате недостаточного количества фотонов, достигающих детектора при рентгеновском сканировании. Это может произойти, когда область интереса поглощает большое количество рентгеновского излучения, что приводит к снижению общего количества фотонов, проходящих через эту область. Данная проблема часто наблюдается в областях с высоким уровнем поглощения, таких как зоны с металлическими имплантами или плотными тканями, где детектор получает значительно меньше сигналов, необходимых для формирования четкого изображения (рисунок 3).

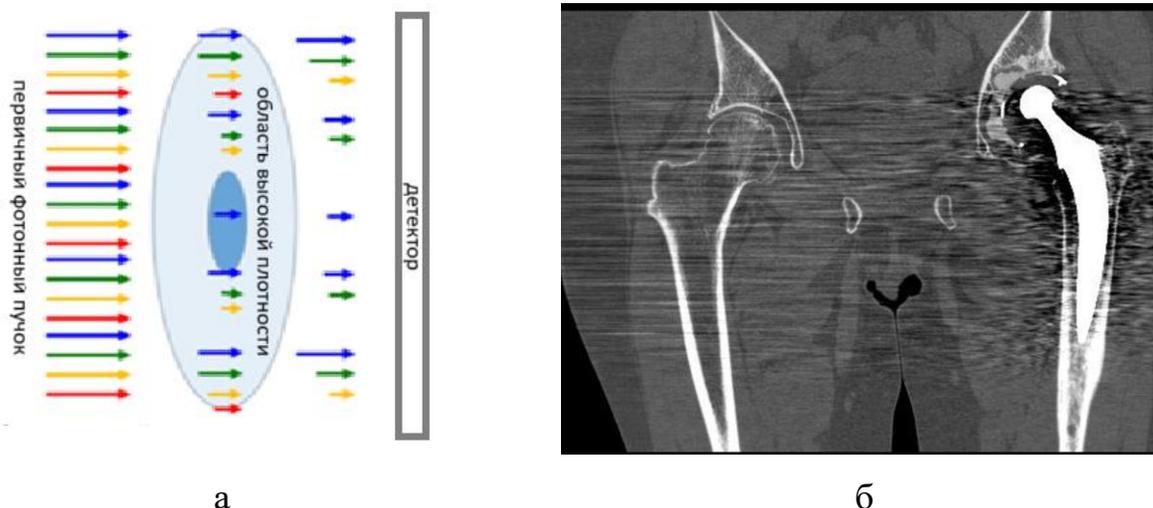


Рисунок 3 – Эффект фотонного голодания при КТ: а – принцип эффекта фотонного голодания; б – наблюдаемые артефакты на КТ

1.2.3. Рассеяние фотонов

Рассеяние фотонов – явление, при котором рентгеновское излучение отклоняется от прямолинейного пути и может быть рассеяно или отражено различными тканями или материалами, такими как кости или металлические имплантаты (рисунок 4а). Это может привести к возникновению артефактов на получаемых изображениях, искажая реальную картину исследуемой области.

1.2.4. Краевые эффекты

Краевые эффекты, или артефакты частичного объема, возникают в тех случаях, когда структуры с высоким уровнем затухания покрывают не весь срез сбора данных, а только его часть, что приводит к усреднению энергии внутри пикселя детектора. Это усреднение создает расхождение между измеренной и реальной интенсивностью, влияя на точность значений затухания. Такой эффект особенно выражен на границах объектов с различной плотностью при КТ, например, на границе импланта и мягких тканей. Края металла вызывают большой разрыв в измерениях детектора, который наблюдается как темные или светлые полосы на одной линии с краем металла (рисунок 4а).

1.2.5. Шум

Шум, хотя и не классифицируется как металлический артефакт, часто становится более заметным на изображениях вблизи металлоконструкций. Это связано с тем, что металлические предметы могут значительно снижать количество фотонов, достигающих детекторов, что, в свою очередь, увеличивает зернистость изображения, или так называемый шум, из-за ухудшения соотношения «сигнал/шум» (SNR) (рисунок 4в).

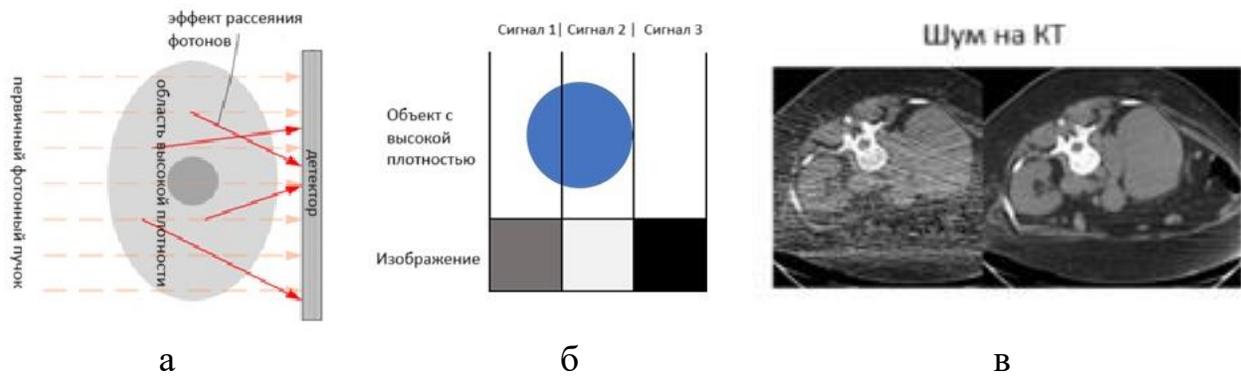


Рисунок 4 – Различные причины артефактов от металла: а – рассеяние фотонов; б – краевые эффекты; в – шум

1.2.6. Недостаточность данных для реконструкции

Недостаток данных, а также искаженные данные рентгеновской плотности (РП), полученные вблизи металлоконструкций, могут во время процесса реконструкции изображения спровоцировать появление линейных или других типов артефактов. К примеру, при применении техники Undersampling (недоотбор) возникают так называемые артефакты ветряной мельницы [21]. Эти артефакты проявляются в виде радиальных или линейных искажений РП на изображении, что значительно затрудняет интерпретацию результатов компьютерной томографии, особенно в областях, расположенных рядом с металлическими имплантатами или конструкциями.

2. МЕТОДЫ УЧЕТА И КОРРЕКЦИИ АРТЕФАКТОВ

Учет и минимизация влияния артефактов от металлоконструкций при КТ-исследованиях требует комплексного подхода, включающего корректировку протокола сканирования или применение аппаратных и программных методов коррекции с учетом типа возникающих искажений. На разных этапах возможно использовать разные подходы для коррекции следов артефактов при проведении КТ. Применение одного или нескольких подходов в совокупности приводит к уменьшению площади искажения, делая визуализацию области интереса более информативной. Выбор метода зависит от доступных ресурсов, поэтому важно рассмотреть основные варианты коррекции, применимые в конкретных условиях.

2.1. Общие рекомендации по учету и минимизации влияния артефактов

Несмотря на то, что существует множество подходов и технологий, позволяющих минимизировать влияние артефактов на исследование, важно помнить об универсальных методах, которые помогают снизить влияние имплантов при КТ. К таким методам относятся: периодическое техническое обслуживание сканера и оптимизация параметров протокола сканирования, включая настройки сканирования и протоколы укладки пациента на КТ.

Рассмотрим основные универсальные методы минимизации влияния артефактов на исследование КТ:

1. Важным шагом для предотвращения металлических артефактов является **исключение их источников**. Это можно достичь, убрав все внешние металлические предметы из зоны сканирования. При необходимости также стоит скорректировать положение пациента или проверить возможность удаления других металлических объектов. Такие действия существенно снижают искажения на получаемых изображениях, что значительно повышает точность диагностики.

2. **Техническое обслуживание** оборудования является немаловажным фактором, влияющим на результат сканирования. Регулярные проверка и обслуживание КТ-сканера способны обеспечить его корректную работу.

3. **Увеличение анодного тока и напряжения рентгеновской трубки** при КТ помогает снизить металлические артефакты за счет повышения количества фотонов и их энергии, что улучшает проникающую способность через металл. Однако это связано с увеличением дозы облучения и снижением контрастности изображения при высоком напряжении.

4. **Применение оловянного фильтра** для предварительной фильтрации рентгеновского спектра эффективно снижает металлические артефакты, так как поглощает низкоэнергетические фотоны и позволяет высокоэнергетическим

фотонам сохраняться в пучке. Это уменьшает дозу облучения и смещает спектр в сторону более высокой энергии, улучшая спектральное разделение.

5. Использование **мягкого ядра реконструкции** при создании изображений может помочь уменьшить воздействие металлических артефактов, однако это сопровождается снижением пространственной детализации.

6. **Увеличение толщины слоя сканирования** также служит способом для уменьшения артефактов, хотя и влечет за собой падение разрешающей способности.

Указанные подходы направлены на то, чтобы сделать процесс диагностики более информативным с точки зрения минимизации воздействия металлоконструкции на исследование КТ, независимо от типа используемого оборудования или специфики установленных имплантов. Не стоит забывать, что правильное использование всех вышеперечисленных методов требует соответствующей подготовки медицинского персонала. Знание особенностей работы с пациентами, имеющими металлические импланты, позволяет эффективно применять доступные инструменты для повышения качества диагностики.

2.2. Аппаратные и программные методы учета и минимизации влияния артефактов

Процесс получения изображений при КТ включает три основных этапа: сбор данных, реконструкцию изображений и последующую обработку данных. На каждом из этих этапов можно применять различные техники для минимизации металлических артефактов. За последние десятилетия специалисты разработали множество методов уменьшения таких артефактов, которые различаются по своей области применения и эффективности. Традиционные подходы коррекции металлических артефактов включают изменение параметров сбора данных и алгоритмов реконструкции, использование методов подавления металлических артефактов на основе проекций (MAR) [26], а также применение моноэнергетической визуализации с помощью двухэнергетической компьютерной томографии [27]. Эти методы могут использоваться как по отдельности, так и в комбинации для достижения лучших результатов.

Выбор между алгоритмами MAR и моноэнергетическими энергиями для ДЭКТ напрямую зависит от специфики клинической задачи и типа исследуемых анатомических структур. Исследования показывают, что низкие энергии (40–70 кэВ) являются предпочтительными для мелких имплантов и сосудистой визуализации [28], тогда как более высокие энергии (140–200 кэВ) лучше подходят для оценки мягких тканей при наличии более крупных типов имплантов [29], что подчеркивает необходимость подбора оптимального энергетического уровня в

соответствии с конкретной диагностической целью. Для различных типов тканей могут быть оптимальными другие величины энергии: например, 100 кэВ предпочтительнее для оценки тканей рядом с отведениями кардиостимулятора, в то время как для оценки тканей вокруг кардиостимулятора эффективнее подходят энергии на уровнях от 140 до 200 кэВ [30].

2.3. Рекомендации по использованию MAR и ДЭКТ

1. **Методы коррекции металлических артефактов (MAR):** алгоритмы MAR эффективны при работе с серьезными металлическими артефактами, однако они могут вводить вторичные артефакты, что требует осторожности при интерпретации результатов.

Основные положения:

- Эффективность методов снижения металлических артефактов зависит от размера, формы и типа сплава металла.
- Различные производители предлагают схожие, но не идентичные алгоритмы MAR, что приводит к различиям в эффективности снижения металлических артефактов и рискам возникновения вторичных артефактов.
- Методы MAR остаются важными в клинической практике, но могут не быть оптимальными для каждого пациента.
- Рекомендуется всегда оценивать стандартные изображения без коррекции артефактов вместе с обработанными, чтобы избежать потери клинически релевантной информации.
- В случаях работы с пациентами, имеющими металлические импланты или другие источники артефактов, не рекомендуется ограничивать количество типов реконструкций ради экономии времени или памяти. Дополнительные варианты представления данных часто дают более полную диагностическую информацию, которая может быть критически важна для точной интерпретации результатов.

2. **Особенности использования ДЭКТ:** ДЭКТ демонстрирует определенные преимущества в снижении металлических артефактов, но ее эффективность может быть ниже, чем у специализированных алгоритмов MAR, особенно в сложных клинических случаях.

Основные положения:

- Исследования подтверждают, что использование ДЭКТ снижает металлические артефакты, особенно при работе с имплантами тазобедренного сустава. Однако оптимальный энергетический уровень зависит от конкретной задачи диагностики и типа используемых материалов. Например:

- **100 кэВ** показывает хорошие результаты для зоны мягких тканей;
- **130–140 кэВ** часто используется для общей визуализации костей и

интерфейса «кость–металл»;

– **200 кэВ** может быть полезен для минимизации артефактов в высокоплотных областях, но с риском потери контраста.

– Высокоэнергетические моноэнергетические уровни хорошо справляются с уменьшением артефактов, возникающих от легких металлических объектов, и приводят к менее выраженным вторичным искажениям по сравнению с алгоритмами MAR. При этом использование моноэнергетических уровней влияет на величину плотности (РП) и контрастность изображения в целом — особенно заметно это при высоких энергиях, которые снижают различимость между тканями. Однако такие уровни энергий не обеспечивают достаточной эффективности при коррекции тяжелых артефактов, вызванных крупными или плотными металлами.

3. Особенности при комбинации MAR и ДЭКТ. Комбинированный подход с использованием традиционных методов и современных технологий может быть наиболее эффективным, однако окончательное решение должно основываться на индивидуальных характеристиках пациента и клинической ситуации.

Основные положения:

– Исследования подтверждают, что использование технологии ДЭКТ в сочетании с алгоритмами MAR, такими как O-MAR, MARS и iMAR, значительно снижает металлические артефакты при имплантах и металлоконструкциях.

– Рекомендуется всегда оценивать стандартные изображения без коррекции артефактов вместе с обработанными, чтобы избежать потери клинически релевантной информации.

2.4. Оценка качества изображений после обработки алгоритмом MAR

Во многих публикациях показано улучшение визуализации КТ-изображений при применении данных подходов, как на фантомах, так и у пациентов [4, 22, 23]. Однако зачастую артефакты сохраняются, хотя и менее выраженные, а корректные количественные измерения на полученных изображениях также затруднены. Некоторые авторы описывают возможные эффекты рождения «вторичных артефактов» вследствие постобработки КТ-снимков алгоритмами реконструкции MAR [24–26]. Создание новых артефактов при использовании алгоритмов MAR наблюдается в виде дополнительных артефактных полос вблизи головки протеза. Появление «вторичных артефактов» вследствие постобработки КТ-снимков алгоритмами MAR может затруднить диагностический процесс, а в некоторых случаях и вовсе стать причиной невозможности диагностики по КТ-исследованиям. Поэтому актуальна разработка методик корректного измерения рентгеновской плотности при КТ-

исследовании у пациентов с металлоконструкциями на уже выполненных томограммах с использованием стандартного оборудования, без выполнения дополнительных исследований.

В данном разделе с целью проверки гипотезы о возможном неискаженном изменении РП вокруг импланта представлена методика измерения средних значений НУ по замкнутому контуру для разных условий (различные режимы реконструкции, с/без импланта). На рисунке 5в схематично показаны выделенные области интереса при измерениях по замкнутому контуру:

- рисунок 5в (1) – измерения на уровне шеечной части эндопротеза, внутренняя окружность проходит через середины пробирок, наружная окружность – измерения выполнены за пробирками в водном окружении;

- рисунок 5в (2) – показаны аналогичные измерения но без импланта;

- рисунок 5в (3) – представлено измерение вокруг шеечной части импланта на расстоянии 5 мм. Также были выполнены измерения непосредственно у импланта, на расстоянии: 3, 5, 10 мм и в области вне ножки протеза. Эта зона схематично показана в виде синего овала на рисунке 5в (4).

Толщина замкнутой области измерения для зоны интереса (рисунок 5 – 1, 2, 3) равнялась 5 мм. Для измерения данной замкнутой области использовался инструмент free hand, реализованный в программе просмотра медицинских изображений MLV (Philips).

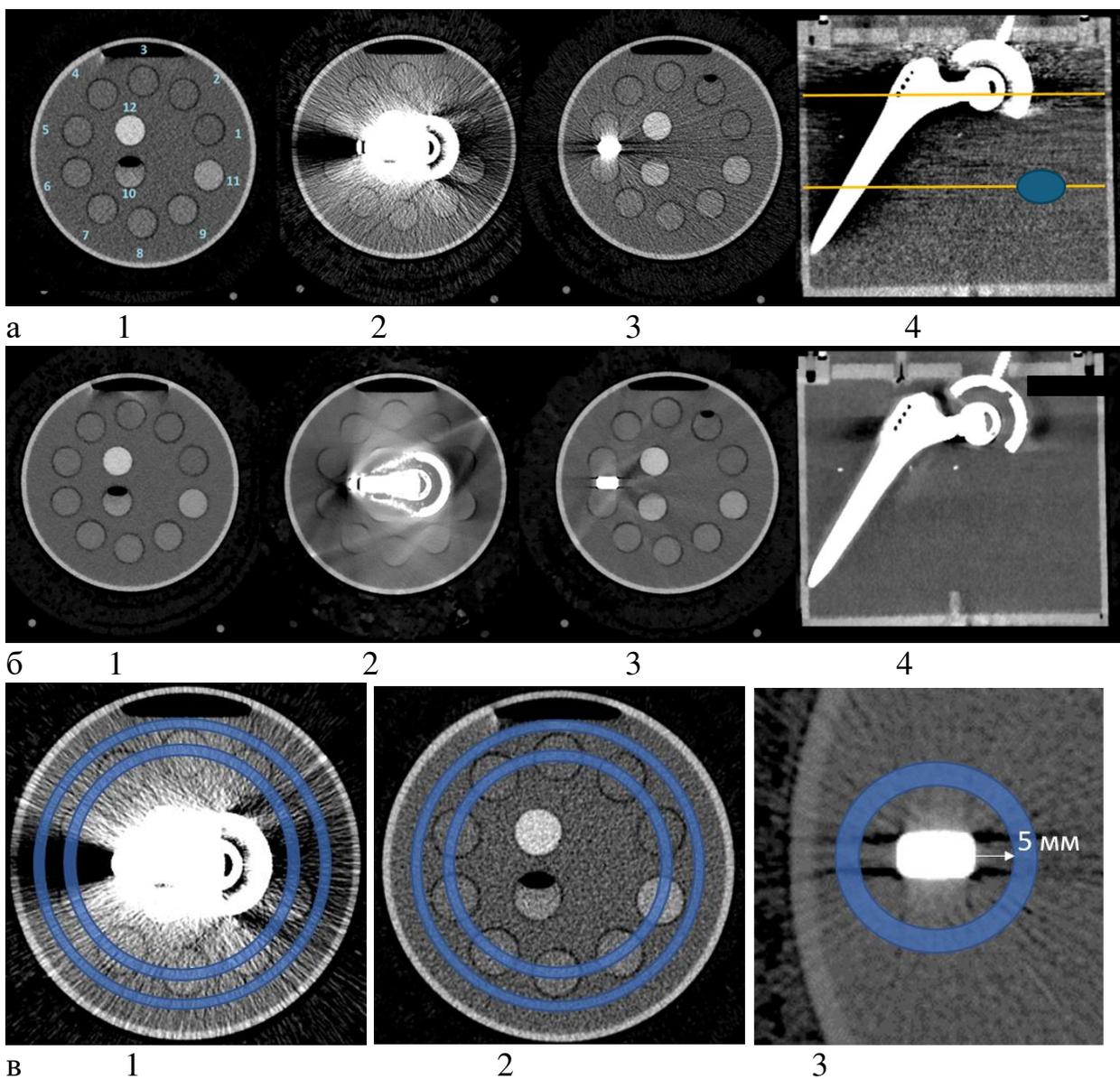
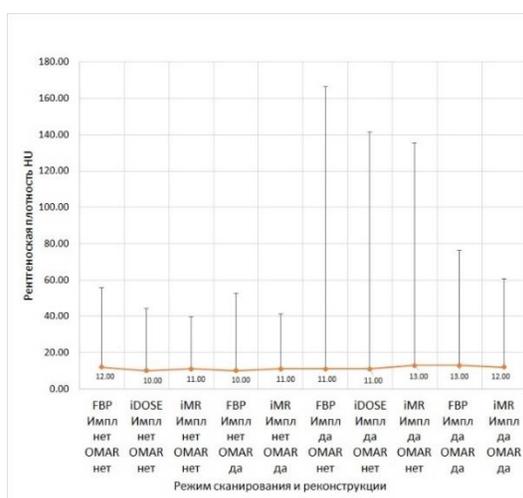


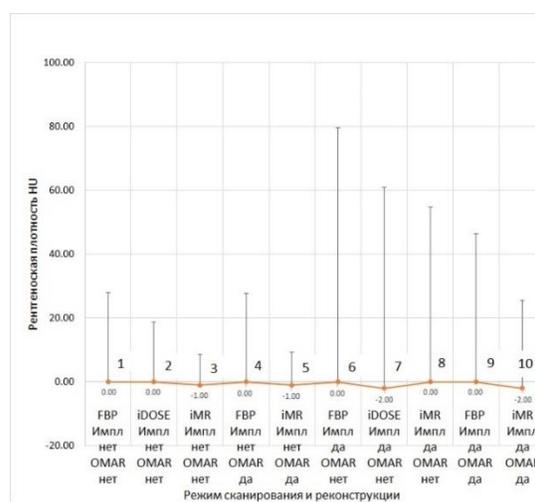
Рисунок 5 – Примеры КТ-изображений, полученные с использованием различных алгоритмов реконструкции: а) FBP: 1 – аксиальная проекция без эндопротеза ТБС, 2 – с эндопротезом на уровне шейки, 3 – с эндопротезом на уровне ножки, 4 – сагиттальная реконструкция; б) iMR + O-MAR: 1 – аксиальная проекция без эндопротеза ТБС, 2 – с эндопротезом на уровне шейки, 3 – с эндопротезом на уровне ножки, 4 – сагиттальная реконструкция; в) показана методика измерения рентгеновской плотности по замкнутому контуру: 1 – при сканировании с имплантом на уровне шейки, 2 – измерения без импланта на уровне шейки, 3 – измерения на уровне шейки эндопротеза

На рисунке 6а и 6б показаны результаты измерений средних значений НУ по замкнутому контуру и зависимость данных результатов от разных условий реконструкции (различные режимы реконструкции, с/без импланта). Условия сканирования представлены под каждым измерением: 1–5 – без импланта, 6–10 – с имплантом. Представлены средние значения и стандартное отклонение. Эффект (неискаженное измерение РП по замкнутому контуру) вокруг импланта в

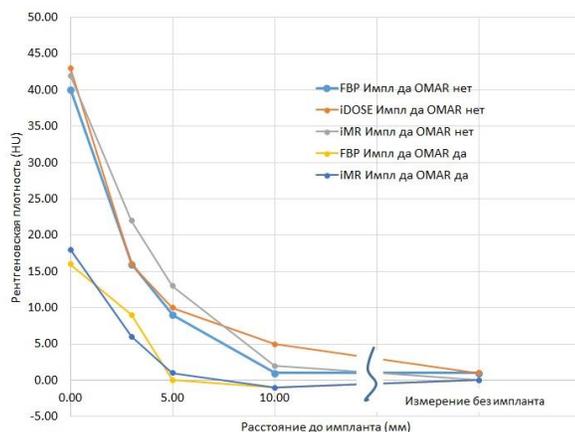
зависимости от расстояния до поверхности импланта на уровне ножки эндопротеза. Пример измерения на расстоянии 5 мм представлен на рисунке 5в (3). График зависимости РП, измеренной по замкнутому контуру, представлен на рисунке 6в. Продемонстрировано, что в непосредственной близости от импланта отмечается артефактное увеличение измеряемой РП, которое затем снижается, при этом достигая значений близким к «0» при сканировании с применением технологий подавления артефактов от металла O-MAR на расстоянии 5 мм от поверхности металла (рисунок 6в). При сканировании без технологий O-MAR повышенная РП сохраняется до уровня 10 мм, хотя и в значительно меньшем отношении по сравнению с измерением у поверхности. Истинные показатели РП отмечены для измерения на значительном удалении от импланта: 0–1 HU.



а



б



в

Рисунок 6 – Результаты измерений HU по замкнутому контуру: а) измерения на уровне пробирок (как на рисунке 5в – 1, 2); б) измерения на уровне водного окружения за пробирками (как на рисунке 5в – 1, 2); в) зависимость измерений HU на разном расстоянии от импланта на уровне ножки протеза (как на рисунке 5в – 3)

3. ВЫПОЛНЕНИЕ КТ ПАЦИЕНТАМ С МЕТАЛЛОКОНСТРУКЦИЯМИ

Процедура проведения КТ пациенту с имплантами должна начинаться с идентификации металлоконструкции (импланта), что является важнейшим шагом для обеспечения качества исследования. Под идентификацией понимаются детальное описание и анализ характеристик импланта. При подготовке пациента к выполнению КТ рентгенолаборантом проводится письменное анкетирование. При выявлении импланта рентгенолаборант передает информацию врачу-рентгенологу. Врач оценивает возможность, безопасность и целесообразность КТ, принимая решение о проведении исследования или выборе альтернативного метода диагностики [31].

Процесс подготовки и проведения КТ-сканирования включает следующие этапы:

1. Сбор данных об импланте. Анкетирование:

а) уточните у пациента или из медицинской документации тип, материал, размер и локализацию импланта (например, титановый эндопротез тазобедренного сустава, зубной имплант или кардиостимулятор);

б) определите, есть ли информация о производителе или модели импланта, так как это может повлиять на степень артефактов.

2. Оценка влияния импланта на исследование:

а) определите, как материал и форма импланта могут повлиять на качество КТ-изображений (например, металлические импланты из нержавеющей стали вызывают более выраженные артефакты, чем титановые);

б) установите, находится ли имплант в зоне интереса или рядом с ней, чтобы спрогнозировать возможные искажения.

3. Обоснование возможности проведения КТ:

а) на основе характеристик импланта решите, можно ли провести КТ с достаточным качеством изображений для поставленной клинической задачи;

б) при необходимости предложите альтернативные методы визуализации (например, МРТ, если нет противопоказаний, или ультразвуковое исследование для мягких тканей).

4. Подготовка к сканированию:

а) используйте данные об импланте для выбора оптимальных параметров сканирования (напряжение, ток, использование технологий коррекции артефактов);

б) убедитесь, что пациент информирован о возможных ограничениях изображений из-за артефактов.

5. Оптимизация параметров сканирования:

а) используйте более высокое напряжение на трубке (например, 140 кВ вместо 120 кВ), чтобы уменьшить влияние высокоэнергетических фотонов и снизить выраженность артефактов;

б) увеличьте силу тока (мА) для повышения отношения сигнала к шуму;

в) выберите толщину среза в зависимости от задачи: тонкие срезы (0,6–2,5 мм) для детальной оценки, но с учетом увеличения шума;

г) контролируйте повышение лучевой нагрузки (рекомендуем использовать повышение кВ и мА для оптимизации параметров однократно либо формировать отдельные протоколы исследования, поскольку данные изменения протоколов сканирования сопряжены с повышением лучевой нагрузки).

6. Использование современных технологических решений: при наличии возможности используйте детекторы подсчета фотонов (PCD) или двухэнергетическую КТ для улучшения качества изображений.

7. Проведение сканирования:

а) зафиксируйте пациента для минимизации движений, особенно при исследовании грудной клетки или живота (движения усиливают артефакты);

б) если возможно, проведите сканирование в фазе задержки дыхания (для грудной клетки и верхних отделов живота);

в) сфокусируйтесь на области интереса, но убедитесь, что захватываете достаточный объем для исследования;

г) при исследовании пациента с аппаратом наружной фиксации типа Илизарова стальные кольца рекомендуется располагать строго перпендикулярно оси сканирования, тогда в зоне кольца визуализация конечности будет затруднена, однако в промежутках между кольцами она будет достаточно высокого качества.

6. Постобработка данных:

а) при необходимости выполните реконструкцию изображений в разных проекциях (мультипланарная реконструкция) для лучшей визуализации структур;

б) включите программные методы коррекции металлических артефактов (MAR, NMAR или O-MAR), если они доступны на вашем КТ-сканере;

в) с учетом специфических артефактов, получаемых при использовании MAR в определенных случаях, настоятельно рекомендуется при сканировании иметь серии реконструкции без применения алгоритма MAR;

г) при включении алгоритмов MAR в рутинные протоколы сканирования данный алгоритм не влияет на величину рентгеновской плотности при плотностях менее 3071 HU (плотности металла), поэтому рутинные методы визуализации могут быть дополнены MAR без ущерба для качества изображения при сканировании пациентов без металлических объектов в теле.

7. Анализ изображений:

а) оцените качество полученных изображений (если артефакты мешают диагностике, рассмотрите возможность повторного сканирования с оптимизацией параметров);

б) уделите внимание зонам вокруг металлоконструкции: возможно измерить значения чисел HU с помощью инструментов измерений, для этого

можно использовать измерение по замкнутому контуру – «страйк»-артефакты в виде темных и светлых полос будут при этом минимизированы;

в) сравните текущие результаты с предыдущими исследованиями (если они есть) для выявления динамики изменений.

8. Документирование и заключение:

а) задокументируйте технические параметры сканирования, использованные методы коррекции артефактов;

б) опишите состояние металлоконструкции (положение, целостность) и окружающих тканей;

в) укажите ограничения исследования, вызванные артефактами, если они влияют на достоверность диагностики.

9. Рекомендации по дальнейшим действиям:

а) при невозможности получения качественных изображений рассмотрите альтернативные методы визуализации (например, МРТ, если нет противопоказаний);

б) в случае сложных случаев привлечите коллег для экспертной оценки или обсудите с лечащим врачом необходимость дополнительных исследований.

3.1. Металлоконструкции, обнаруженные во время КТ-сканирования

В некоторых случаях наличие металлоконструкции в теле может быть выявлено случайно в процессе проведения КТ. Как правило, уже на этапе предварительного сканирования (например, топограммы) можно заметить выраженные артефакты, вызванные металлическими объектами. Однако важно подчеркнуть, что сами артефакты не всегда являются однозначной причиной для отказа от исследования.

Если на этапе подготовки к КТ-исследованию рентгенолаборант обнаруживает наличие импланта и собирает о нем информацию, он должен передать эти данные врачу-рентгенологу. Это ключевой момент для принятия решения о возможности, безопасности и целесообразности проведения исследования. Процесс выглядит следующим образом:

Роль рентгенолаборанта:

а) рентгенолаборант выявляет факт наличия импланта (например, на этапе топограммы), время предварительного сканирования (например, топограммы или низкодозового локатора), могут проявиться характерные искажения, такие как гипер- и гипоплотные полосы, вызванные металлическими объектами. Это может указывать на наличие металлоконструкции, о которой пациент не сообщил заранее;

б) собирает основные сведения: тип, материал, локализация и предполагаемый размер импланта (любая возможная информация);

в) передает собранную информацию врачу-рентгенологу для дальнейшего анализа.

Роль врача-рентгенолога:

а) врач оценивает полученные данные об импланте: как материал и характеристики могут повлиять на качество изображений, уровень артефактов и диагностическую ценность исследования;

б) принимает решение о возможности проведения КТ:

– если артефакты не будут мешать диагностике, исследование проводится с оптимизацией параметров сканирования;

– если артефакты могут быть слишком выраженными, врач может рекомендовать альтернативные методы визуализации (например, МРТ или УЗИ);

– оценивает безопасность процедуры для пациента (например, исключает противопоказания для сканирования);

– определяет целесообразность исследования: будет ли оно информативным для решения клинической задачи.

Проведение КТ-исследований у пациентов с имплантами требует тщательной подготовки и учета особенностей каждого случая. Соблюдение описанных последовательностей способствует повышению точности диагностики и улучшению медицинской помощи пациентам в целом.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В настоящей работе рассмотрены ключевые аспекты возникновения и коррекции металлических артефактов при КТ-исследованиях. Показано, что артефакты, вызванные металлоконструкциями, существенно снижают качество визуализации, затрудняя диагностику состояния прилегающих тканей и органов. Тем не менее современные подходы позволяют провести качественное КТ-исследование при условии применения методов коррекции артефактов при различных имплантах. Для минимизации артефактов необходим комплексный подход, включающий оптимизацию параметров сканирования (напряжение, сила тока), использование современных аппаратных решений (ДЭКТ) и программных методов (алгоритмы MAR). Например, комбинированный подход (ДЭКТ + MAR) обеспечивает наибольшую эффективность в снижении металлических артефактов и улучшении диагностической ценности изображений, хотя его применение должно быть адаптировано под конкретные клинические задачи.

Практическая значимость работы заключается в предоставлении рекомендаций для рентгенологов и рентгенолаборантов по адаптации протоколов исследования в зависимости от типа импланта и клинической задачи. Подчеркивается, что выбор метода коррекции зависит от доступных ресурсов и требует учета баланса между снижением артефактов и сохранением диагностической информации.

Системный подход к проблеме металлических артефактов позволяет повысить точность диагностики и безопасность пациентов, что подтверждает актуальность темы для современной медицинской практики.

СПИСОК ИСПОЛЬЗОВАННЫХ ИСТОЧНИКОВ

1. Петряйкин А. В., Скрипникова И. А. Количественная компьютерная томография, современные данные: обзор // Медицинская визуализация. 2021. Т. 25, №4. С. 134–146. DOI:10.24835/1607-0763-1049.
2. Computed tomography (CT) imaging units per million people, 2021. World Health Organisation: 2023. Available from: <https://ourworldindata.org/grapher/availability-of-computed-tomography-ct-imaging>. (дата обращения: 16.02.2025).
3. Дружинина П. С., Романович И. К., Водоватов А. В. [и др.]. Тенденции развития компьютерной томографии в Российской Федерации в 2011–2021 гг. // Радиационная гигиена. 2023. Т. 16, №3. С. 101–117. DOI:10.21514/1998-426X-2023-16-3-101-117.
4. Bolstad K. et al. Metal artifact reduction in CT, a phantom study: Subjective and objective evaluation of four commercial metal artifact reduction algorithms when used on three different orthopedic metal implants // Acta Radiol. 2018. Vol. 59, No.9. P. 1110–1118. DOI:10.1177/0284185117751278.
5. Wellenberg R. H. H. et al. Metal artifact reduction techniques in musculoskeletal CT-imaging // Eur J Radiol. 2018. Vol. 107. P. 60–69. DOI:10.1016/j.ejrad.2018.08.010.
6. Свидетельство о государственной регистрации базы данных № 2023621045 Российская Федерация. MosMedData: КТ брюшной полости с признаками остеопороза позвоночника: № 2023620796: заявл. 24.03.2023: опубли. 30.03.2023 / Ю. А. Васильев, Е. В. Туравилова, И. М. Шулькин [и др.]; заявитель государственное бюджетное учреждение здравоохранения города Москвы «Научно-практический клинический центр диагностики и телемедицинских технологий Департамента здравоохранения города Москвы».
7. Остеоденситометрия: методические рекомендации / А. В. Годзенко, А. В. Петряйкин, С. П. Морозов [и др.] // Серия «Лучшие практики лучевой и инструментальной диагностики». Вып. 1. М.: ГБУЗ «Научно-практический центр медицинской радиологии ДЗМ», 2017. 26 с.
8. Диагностика и скрининг остеопороза по результатам компьютерной томографии органов брюшной полости: методические рекомендации / сост. Ю. А. Васильев, А. В. Владзимирский, З. Р. Артюкова [и др.] // Серия «Лучшие практики лучевой и инструментальной диагностики». Вып. 132. М.: ГБУЗ «НПКЦ ДиТ ДЗМ», 2023. 29 с.
9. Charles A. Kelsey. The Physics of Radiology, 4th Edition edited by H. E. Johns and J. R. Cunningham // Med Phys. 1984. Vol. 11, No.5. P. 732. DOI:10.1118/1.595545.
10. Zhang H. et al. Iterative metal artifact reduction for x-ray computed tomography using unmatched projector/backprojector pairs // Med Phys. 2016. Vol. 43, No.6. P. 3019–3033. DOI:10.1118/1.4950722.

11. Metal artifact reduction for orthopedic implants. Philips Professional healthcare. Available from: <https://www.usa.philips.com/healthcare/product/HCNOCTN192/omar-metal-artifact-reduction-for-orthopedic-implants> (дата обращения: 09.12.2024).
12. Iterative Metal Artifact Reduction (iMAR): Technical Principles and Clinical Results in Radiation Therapy. Siemens-healthineers. Available from: https://marketing.webassets.siemens-healthineers.com/1800000004904518/83085a287878/RO_Internet_Whitepaper_iMAR_180000004904518.pdf. (дата обращения: 09.12.2024).
13. Smart Metal Artifact Reduction (MAR). GE Healthcare. Available from: https://www.gehealthcare.com/en-sg/-/jssmedia/widen/2018/01/25/0204/gehealthcarecom/migrated/2018/02/19/0836/omography-abstracts-metal-artifact-reduction-gehc-brochure_ct-metal-artifact-reduction_pdf.pdf?rev=-1&hash=31ACF01E996A0E76CD1BE595E9DEE697 (дата обращения: 09.12.2024).
14. Single Energy Metal Artifact Reduction. Toshiba Medical. Available from: <https://us.medical.canon/download/ct-aq-one-genesis-wp-semar> (дата обращения: 09.12.2024).
15. Vellarackal A. J., Kaim A. H. Metal artefact reduction of different alloys with dual energy computed tomography (DECT) // *Sci Rep.* 2021. Vol. 11, No.1. P. 2211. DOI:0.1038/s41598-021-81600-1.
16. Ballhausen H. et al. Post-processing sets of tilted CT volumes as a method for metal artifact reduction // *Radiation Oncology.* 2014. Vol. 9, No.1. DOI:10.1186/1748-717X-9-114.
17. Морозов С. П., Ветшева Н. Н., Ледихова Н. В. Оценка качества рентгенорадиологических исследований: методические рекомендации // Серия «Лучшие практики лучевой и инструментальной диагностики». Вып. 48. М.: ГБУЗ «НПКЦ ДиТ ДЗМ», 2019. 51 с.
18. Boas F. E., Fleischmann D. CT artifacts: causes and reduction techniques // *Imaging in Medicine.* 2012. Vol.4, No.2. P. 229–240. DOI:10.2217/iim.12.13.
19. Boas F. E., Fleischmann D. Evaluation of two iterative techniques for reducing metal artifacts in computed tomography // *Radiology.* 2011. Vol. 259, No.3. P. 894–902.
20. Selles M. et al. Advances in metal artifact reduction in CT images: A review of traditional and novel metal artifact reduction techniques // *European Journal of Radiology.* 2024. Vol. 170. P. 111276. DOI: 10.1016/j.ejrad.2023.111276.
21. De Man B. et al. Metal streak artifacts in x-ray computed tomography: a simulation study // *IEEE Trans. Nucl. Sci.* 1999. Vol. 46, No.3. P. 691–696.
22. Васильев Ю. А., Семёнов Д. С., Ахмад Е. С. [и др.]. Метод оценки влияния алгоритмов подавления артефактов от металлов в КТ на количественные характеристики изображений // *Медицинская техника.* 2020. № 4. С. 43–45.
23. Mohammadinejad P. et al. Utility of an automatic adaptive iterative metal artifact reduction AiMAR algorithm in improving CT imaging of patients with hip

prostheses evaluated for suspected bladder malignancy // *Abdominal radiology*. 2022. Vol. 47, No.6. P. 2158–2167. DOI:10.1007/s00261-022-03475-8.

24. Shim E. et al. Metal artifact reduction for orthopedic implants (O-mar): Usefulness in CT evaluation of reverse total shoulder arthroplasty // *American Journal of Roentgenology*. 2017. Vol. 209, No.4. P. 860–866. DOI:10.2214/ajr.16.17684.

25. Andersson K. M. et al. Visual grading evaluation of commercially available metal artefact reduction techniques in hip prosthesis computed tomography // *The British Journal of Radiology*. 2016. Vol. 89, No.1063. P. 20150993. DOI:10.1259/bjr.20150993.

26. Петрайкин А. В., Васильев Ю. А., Артюкова З. Р. [и др.]. Анализ программных методов подавления артефактов от металла при компьютерной томографии: экспериментальное исследование // *Исследования и практика в медицине*. 2024. Т. 11, №4. С. 73–87. DOI:10.17709/2410–1893–2024–11–4–6.

27. Петровичев В. С., Неклюдова М. В., Сеницын В. Е., Никитин И. Г. Двухэнергетическая компьютерная томография рака головы и шеи // *Digital Diagnostics*. 2021. Т. 2, №3. С. 343–355. DOI:10.17816/DD62572.

28. Zhang X. et al. Application of Monochromatic Imaging and Metal Artifact Reduction Software in Computed Tomography Angiography after Treatment of Cerebral Aneurysms // *Journal of computer assisted tomography*. 2019. Vol. 43, No.6. P. 948–952. DOI:10.1097/RCT.0000000000000923.

29. Chae H. D. et al. Combined use of virtual monochromatic images and projection-based metal artifact reduction methods in evaluation of total knee arthroplasty // *European radiology*. 2020. Vol. 30, No.10. P. 5298–5307. DOI:10.1007/s00330-020-06932-4.

30. Pennig L. et al. Reduction of CT artifacts from cardiac implantable electronic devices using a combination of virtual monoenergetic images and post-processing algorithms // *European radiology*. 2021. Vol. 31, No.9. P. 7151–7161. DOI:10.1007/s00330-021-07746-8.

31. Васильев Ю. А., Семёнов Д. С., Ахмад Е. С. [и др.]. Особенности проведения магнитно-резонансной томографии у пациентов с имплантами и металлоконструкциями: монография. [б. м.]: Издательские решения, 2022. 172 с.

32. Schmidt A. M. A. et al. Combination of Iterative Metal Artifact Reduction and Virtual Monoenergetic Reconstruction Using Split-Filter Dual-Energy CT in Patients With Dental Artifact on Head and Neck CT // *AJR. American journal of roentgenology*. 2022. Vol. 218, No.4. P. 716–727. DOI:10.2214/AJR.21.26772.

33. Bongers M. N. et al. Comparison and Combination of Dual-Energy- and Iterative-Based Metal Artefact Reduction on Hip Prosthesis and Dental Implants // *PloS one*. 2015. Vol. 10, No.11. P. e0143584. DOI:10.1371/journal.pone.0143584.

34. Choo H. J. et al. Comparison of the Quality of Various Polychromatic and Monochromatic Dual-Energy CT Images with or without a Metal Artifact Reduction Algorithm to Evaluate Total Knee Arthroplasty // *Korean journal of radiology*. 2021. Vol. 22, No. 8. P.1341–1351. DOI:10.3348/kjr.2020.0548.

35. Neuhaus V. et al. Reducing artifacts from total hip replacements in dual layer detector CT: Combination of virtual monoenergetic images and orthopedic metal artifact reduction // *European journal of radiology*. 2019. Vol. 111. P.14–20. DOI:10.1016/j.ejrad.2018.12.008.
36. Yue D. et al. Reduction of metal artifacts from unilateral hip arthroplasty on dual-energy CT with metal artifact reduction software // *Acta radiologica*. 2018. Vol. 59, No.7. P. 853–860. DOI:10.1177/0284185117731475.
37. Chandrasekar S. et al. Combined Dual-Energy and Single-Energy Metal Artifact Reduction Techniques Versus Single-Energy Techniques Alone for Lesion Detection Near an Arthroplasty // *AJR. American journal of roentgenology*. 2020. Vol. 215, No. 2. P. 425–432. DOI:10.2214/AJR.19.22084.
38. Jihwan K. et al. The optimal combination of monochromatic and metal artifact reconstruction dual-energy CT to evaluate total knee replacement arthroplasty // *European Journal of Radiology*. 2020. Vol. 132. P. 109254.
39. Ceccarelli L. et al. Reduction of Metal Artifacts Caused by Titanium Peduncular Screws in the Spine by Means of Monoenergetic Images and the Metal Artifact Reduction Software in Dual-Energy Computed Tomography // *Journal of medical physics*. 2022. Vol. 47, No. 2. P. 152–158. DOI:10.4103/jmp.jmp_121_21.
40. Long Z. et al. Clinical Assessment of Metal Artifact Reduction Methods in Dual-Energy CT Examinations of Instrumented Spines // *AJR. American journal of roentgenology*. 2019. Vol. 212, No.2. P. 395–401. DOI:10.2214/AJR.18.19757.
41. Zopfs D. et al. Virtual monoenergetic images and post-processing algorithms effectively reduce CT artifacts from intracranial aneurysm treatment // *Scientific reports*. 2020. Vol. 10, No. 1. P. 6629. DOI:10.1038/s41598-020-63574-8.
42. Shinohara Y. et al. Usefulness of monochromatic imaging with metal artifact reduction software for computed tomography angiography after intracranial aneurysm coil embolization // *Acta radiologica*. 2014. Vol. 55, No.8. P. 1015–1023. DOI:10.1177/0284185113510492.
43. Willemink M. J. et al. Photon-counting CT: Technical Principles and Clinical Prospects // *Radiology*. 2018. Vol. 289, No.2, P. 293–312. DOI:10.1148/radiol.2018172656.
44. Do T. D. et al. A semi-automated quantitative comparison of metal artifact reduction in photon-counting computed tomography by energy-selective thresholding // *Scientific reports*. 2020. Vol. 10, No.1. P. 21099. DOI:10.1038/s41598-020-77904-3.
45. Beri P. Detection of Motion Artifacts in Thoracic CT Scans. URL: https://pure.tue.nl/ws/portalfiles/portal/168210888/Puneet_B..pdf (дата обращения: 16.02.2025).
46. Dasegowda G. et al. Auto-Detection of Motion Artifacts on CT Pulmonary Angiograms with a Physician-Trained AI Algorithm // *Diagnostics*. 2023. Vol. 13. P. 778. DOI:10.3390/diagnostics13040778.
47. Wajer R. et al. The Impact of AI on Metal Artifacts in CBCT Oral Cavity Imaging // *Diagnostics*. 2024. Vol. 14. P. 1280. DOI:10.3390/diagnostics14121280.

48. Hu Z. et al. Artifact Correction in Low-Dose Dental CT Imaging Using Wasserstein Generative Adversarial Networks // *Med. Phys.* 2019. Vol. 46. P. 1686–1696.
49. Arabi H., Zaidi H. Deep learning-based metal artefact reduction in PET/CT imaging // *European radiology.* 2021. Vol. 31, No. 8. P. 6384–6396. DOI:10.1007/s00330-021-07709-z.
50. Zhu L. et al. Completion of Metal-Damaged Traces Based on Deep Learning in Sinogram Domain for Metal Artifacts Reduction in CT Images // 2021. Vol. 21, No. 24. P. 8164. DOI:10.3390/s21248164.
51. Wang H. et al. InDuDoNet+: A deep unfolding dual domain network for metal artifact reduction in CT images // *Medical Image Analysis.* 2023. Vol. 85. P. 102729.
52. Kim S. et al. Convolutional neural network-based metal and streak artifacts reduction in dental CT images with sparse-view sampling scheme // *Medical physics.* 2022. Vol. 49, No.9. P. 6253–6277. DOI:10.1002/mp.15884.

**ИНФОРМАЦИЯ О ПРИМЕНЕНИИ ДЭКТ И АЛГОРИТМОВ MAR
ДЛЯ СНИЖЕНИЯ МЕТАЛЛИЧЕСКИХ АРТЕФАКТОВ
И ИХ КОМБИНАЦИЯ**

Ссылка на источник	ДЭКТ, энергия, кэВ	Метод MAR	Тип импланта	Основные выводы
[29]	100, 140, 200.	O-MAR	ЭТС	Значительное снижение гиперплотных артефактов и улучшение визуализации мягких тканей и костей
			СИ	Снижает артефакты гиперплотности от СИ имплантов и улучшает оценку мягких тканей
[32]	100	iMAR	ЭТС	Улучшенное снижение гипонаттенюирующих артефактов и лучшая интерпретация мягких тканей по сравнению с полихроматическими изображениями
			СИ	Заметное снижение гипонаттенюирующих артефактов от СИ и улучшение качества визуализации мягких тканей по сравнению с полихроматическими изображениями
[33]	130	iMAR	ЭТС	Незначительное преимущество перед полихроматическими изображениями. Общее снижение металлических артефактов
			СИ	Улучшение снижения металлических артефактов, но отсутствие значимых различий по сравнению с полихроматическими изображениями
[34]	120	O-MAR	ЭТС	Лучшее выявление поражений на полихроматических изображениях, но потеря контраста при использовании моноэнергетического рентгеновского излучения
[35]	140 200	O-MAR	ЭТС	Снижаются металлические артефакты; обеспечивают лучшую визуализацию

[36]	120 140	MARS	ЭТС	Отмечено улучшение визуализации перипротезных костей, перипротезных мягких тканей и связанных с протезом артефактов
[37]	130	iMAR	ЭТС	Визуализация с использованием моноэнергетического пучка 130 кэВ и iMAR может снижать общий контраст изображения, что влияет на качество выявления поражений, по сравнению с полихроматическими изображениями и iMAR
[38]	70 95 115 140	MARS	ЭКС	Максимальное снижение артефактов и повышение диагностической достоверности при 140 кэВ для оценки кости, интерфейса «кость–протез» и сосудистых структур; вторичные артефакты возникли в 14,7% случаев
[39]	140	MARS	ВП	Наличие серьезных вторичных артефактов на 140 кэВ с MARS; использование моноэнергетического пучка 140 кэВ обеспечило лучшее качество изображения для винтов, позвоночного канала и мягких тканей
[40]	130	iMAR	ВП	Использование моноэнергетического пучка 130 кэВ с iMAR показало более выраженное снижение металлических артефактов и улучшенное качество изображения
[30] [41] [28]	100 140 200	O-MAR	КСТ	Максимальное снижение металлических артефактов и лучшая диагностическая оценка тканей при использовании 100, 140 и 200 кэВ с O-MAR. Ухудшение качества оценки тканей вблизи отведений кардиостимулятора при использовании 140 и 200 кэВ с O-MAR
			ОКСТ	Улучшение качества оценки тканей вблизи отведений кардиостимулятора при использовании 100 кэВ с O-MAR
[30] [41] [28] [42]	140 200	O-MAR	ВКиС	Максимальное снижение металлических артефактов и лучшая диагностическая оценка ткани; вторичные артефакты реже на моноэнергетических изображениях (6–8 % против 24% полихроматических с O-MAR)
[30] [41] [28] [42]	40 70	MARS	ВКиС	Лучшая контрастность сосудов на низких энергиях 40–70 кэВ по сравнению с более высокими уровнями энергий (80–140 кэВ). Наиболее высокие значения отношения контраста к шуму (CNR) для церебральных артерий при использовании 60 кэВ с MARS. Оптимальный компромисс между снижением металлических артефактов и качеством визуализации сосудов при использовании 65–70 кэВ с MARS

НОВЫЕ МЕТОДЫ ПОДАВЛЕНИЯ АРТЕФАКТОВ

1. КТ с подсчетом фотонов. Традиционные КТ-детекторы имеют ограничения, такие как низкая эффективность низкоэнергетических фотонов, шум и ограниченное разрешение. Детекторы подсчета фотонов (PCD) решают эти проблемы, предлагая лучшее качество изображений. Компьютерная томография с подсчетом фотонов (PCST) открывает новые возможности для минимизации металлических артефактов. Помимо моноэнергетической реконструкции, PCST может использовать изображения, реконструированные только из высокоэнергетических бинов [43]. Это снижает эффекты ослабления пучка и металлические артефакты, однако увеличивает уровень шума и снижает контрастность из-за ограниченного использования высокоэнергетических фотонов [44]. Расширенная спектральная информация, предоставляемая PCST, может быть использована для разработки новых методов снижения металлических артефактов, которые объединяют контрастность низкоэнергетических бинов с преимуществами высокоэнергетических бинов, что способствует созданию КТ-изображений с меньшим количеством артефактов.

2. Роль ИИ в решении вопросов обработки артефактов, в частности CNN и DL. ИИ демонстрирует значительный потенциал благодаря возможности обучать модели на большом объеме данных для распознавания и коррекции артефактов, что позволяет заменять искаженные значения РП на более точные, аналогично существующим программным методам [45, 46]. В частности, следующие подходы имеют огромный потенциал применения:

2.1. Особенно перспективными являются сверточные нейронные сети (CNN), которые уже показали высокую эффективность в снижении металлических артефактов при КЛКТ и КТ, несмотря на то что данная технология находится на ранних этапах развития [47].

2.2. Использование моделей ИИ с функцией генеративно-состязательной сети Вассерштейна (WGAN), как было продемонстрировано в работе [48], показало превосходство над традиционными методами при низкодозной КТ, обеспечивая лучшее снижение шума и артефактов. Это указывает на возможность использования ИИ для повышения качества изображений при минимизации дозовой нагрузки на пациента при КТ-исследовании.

2.3. Методы глубокого обучения (DL) со встроенной точностью могут значительно уменьшать металлические артефакты, обеспечивая при этом качественную визуализацию структур вблизи металла.

3. Алгоритмы коррекции металлических артефактов на основе глубокого обучения. Алгоритмы глубокого обучения показывают

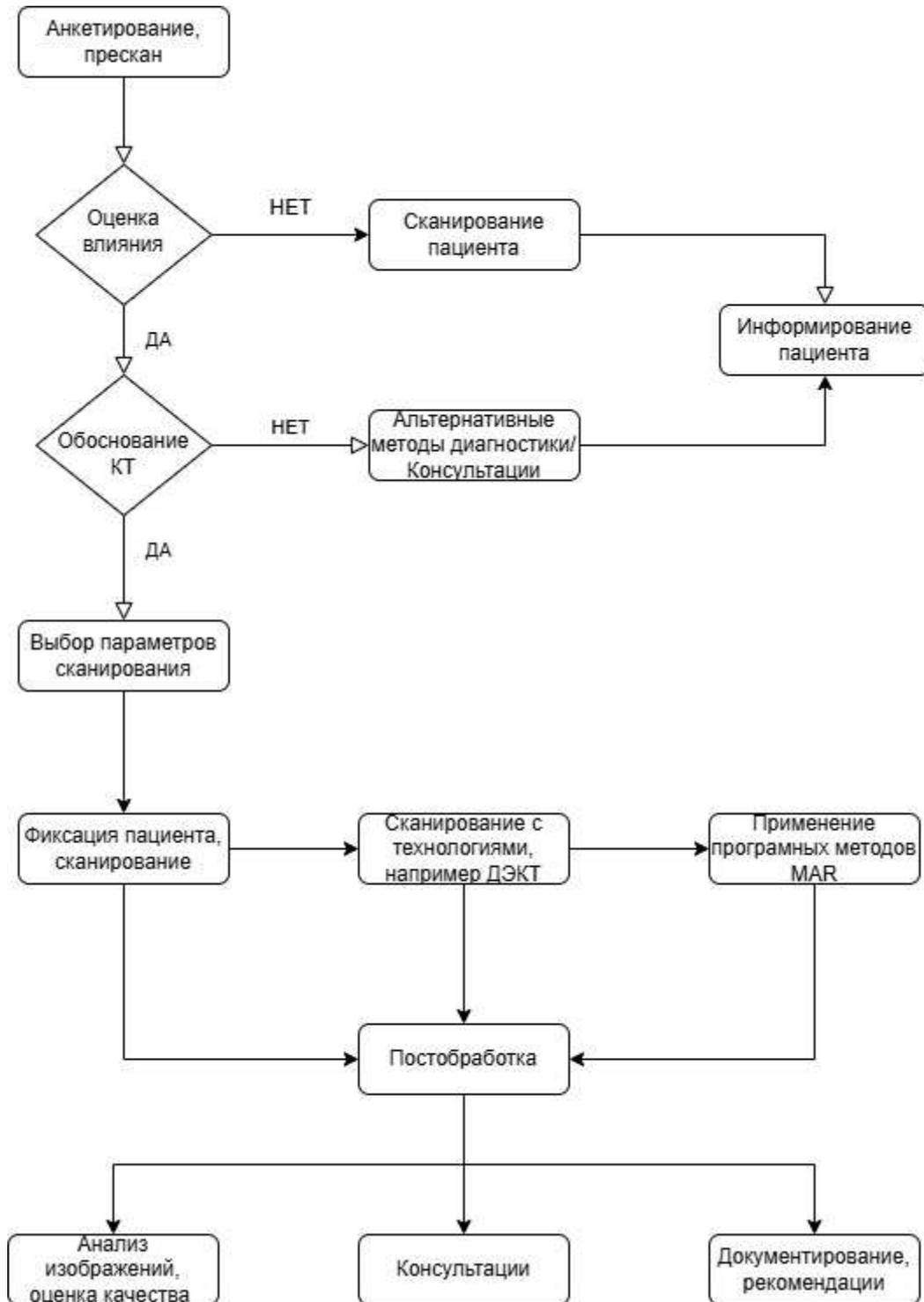
превосходство в точности и снижении металлических артефактов по сравнению с традиционными методами, такими как O-MAR или NMAR. Модель глубокого обучения описана некоторыми методами, позволяющими работать с коррекцией артефактов, основные из них:

- **Image-to-image deep learning models:** эти модели преобразуют изображения с артефактами в изображения без них. Были предложены различные варианты таких моделей [49].

- **Sinogram-to-sinogram deep learning models:** данные модели работают на уровне проекционных данных (sinograms), что может быть более эффективным для коррекции артефактов на ранних этапах обработки [50].

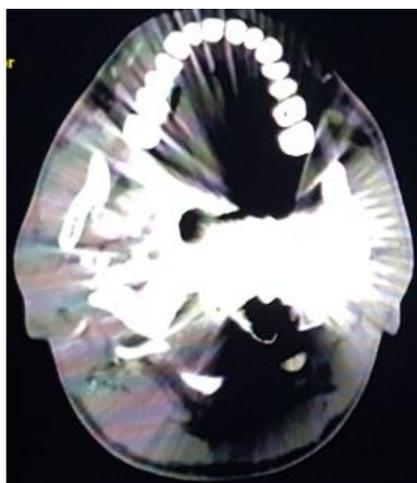
- **Dual-domain deep learning models:** комбинируют информацию как из изображений, так и из sinograms, обеспечивая более комплексный подход к устранению артефактов [51]. Такие модели могут быть расширены за счет использования интерполированных или исправленных NMAR-данных в качестве дополнительного входа [52].

**ГРАФИЧЕСКАЯ СХЕМА: ПРОВЕДЕНИЕ КТ
ПАЦИЕНТАМ С ИМПЛАНТАМИ**



ЭФФЕКТИВНОСТЬ ПРИМЕНЕНИЯ MAR ДЛЯ ПОДАВЛЕНИЯ АРТЕФАКТОВ ОТ МЕТАЛЛА

Клинический случай 1. Слепое пулевое ранение шеи, перевязка внутренней сонной артерии (ВСА) слева, пуля визуализирована у боковых масс С1 слева. Оценка анатомических структур на уровне инородного тела при использовании рутинных алгоритмов невозможна (а, б) ввиду выраженных артефактов. При использовании алгоритма MAR артефакты от металла в значительной степени устранены (в, г), возможна оценка анатомических структур вблизи металлического инородного тела, сосудистого русла.



а



б



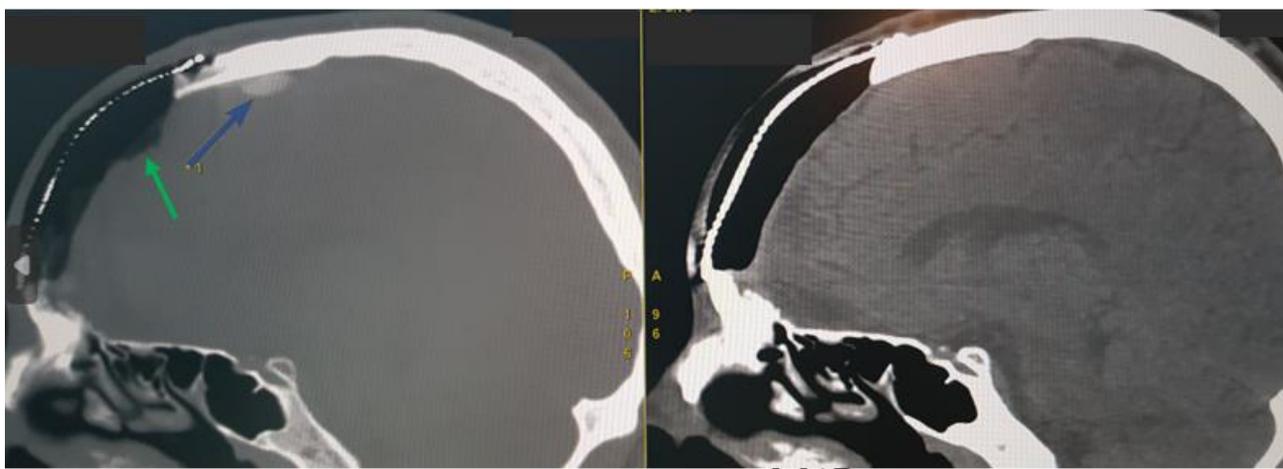
в



г

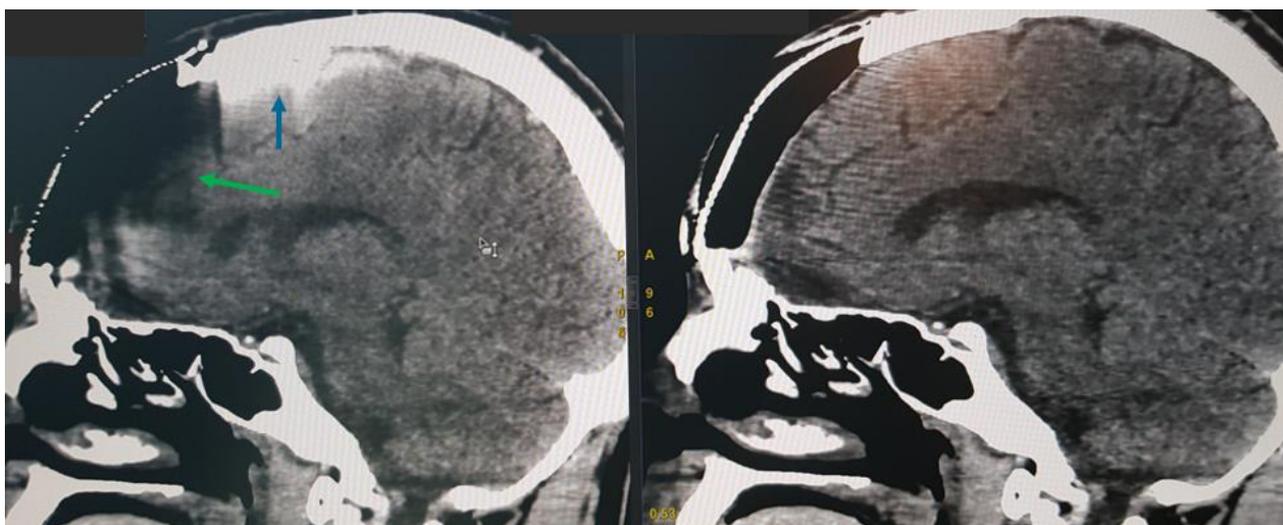
Рисунок Г. 1 – Слепое пулевое ранение шеи: а – аксиальный срез КТ-ангиографии без применения MAR (мягкий кернель); б – 3D-реконструкция КТ-ангиографии без применения MAR; в – аксиальный срез КТ-ангиографии без применения MAR (мягкий кернель); г – 3D-реконструкция КТ-ангиографии без применения MAR

Клинический случай 2. Специфические артефакты при использовании алгоритма MAR. Послеоперационное КТ-исследование пациента после закрытия дефекта черепа сетчатым имплантом из титана. Применение алгоритма MAR приводит к формированию специфических артефактов – появлению несуществующих объектов. Синяя стрелочка – появление уплотненного фрагмента, подозрительного на инородное тело, зеленая стрелочка – мнимое утрирование объема воздушной полости под имплантом (рисунок Г.2 – а, в). При реконструкции с рутинным алгоритмом постобработки с итеративной реконструкцией данные артефакты отсутствуют.



а

б



в

г

Рисунок Г.2 – Формирование специфических артефактов от металлического импланта (титановая сеточка) после закрытия дефекта черепа: а – MAR+; жесткий кернель; б – MAR+; жесткий кернель; в – MAR+; мягкий кернель; г – MAR+; мягкий кернель

Клинический случай 3. Представлено послеоперационное КТ-исследование пациента после закрытия дефекта черепа сетчатым имплантом из титана. Применение алгоритма MAR приводит к формированию специфического артефактов – появлению области сниженной плотности под имплантом, имитирующим послеоперационную пневмоцефалию (рисунок Г.3, а). При реконструкции с рутинным алгоритмом постобработки с итеративной реконструкцией данный артефакт отсутствует. Визуализировано удовлетворительное расположение сетчатого импланта.

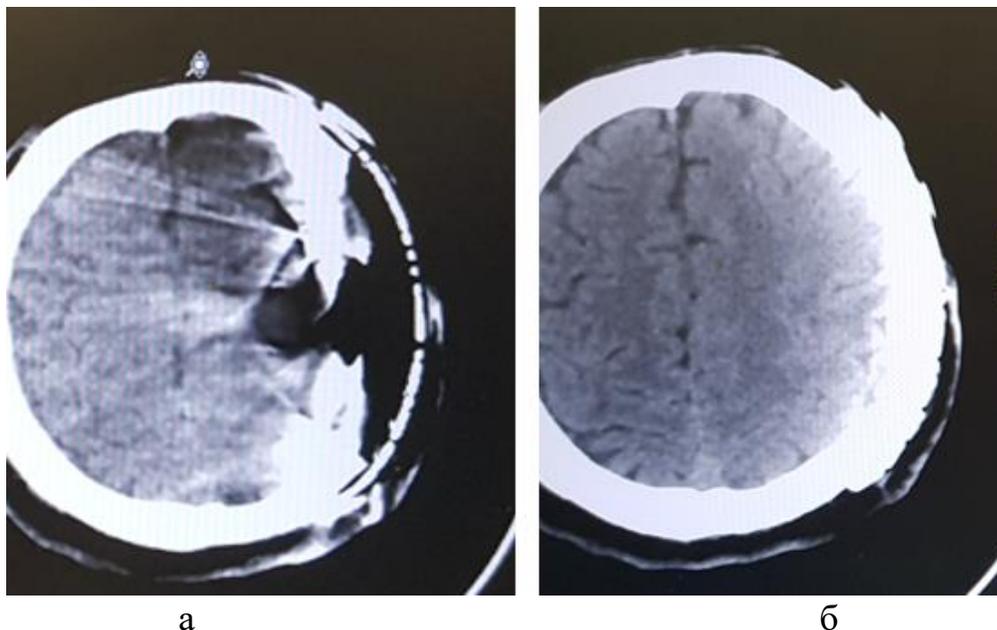


Рисунок Г. 3 – Формирование специфического артефакта от металлического импланта (титановая сеточка), имитирующего пневмоцефалию после закрытия дефекта черепа:
а – MAR+; мягкий кернель; б – MAR+; мягкий кернель

Наблюдения, предоставленные на рисунках Г.2 и Г.3 показывают, что алгоритм MAR чаще «галлюцинирует» при металлических конструкциях сложной формы; наглядно обоснована необходимость выполнения дополнительных реконструкций с рутинными кернелями – FBP, итеративных.

Клинический случай 4. Представлена иллюстрация алгоритма КТ-сканирования в условиях установленного аппарата наружной фиксации (АНФ) типа Илизарова (рисунок Г.4) Оптимальное расположение АНФ: кольца рекомендуется располагать перпендикулярно оси сканирования, тогда артефакты будут максимальны только в плоскости кольца, без возможности визуализации структур, но на очень коротком интервале. При расположении колец под углом визуализация становится возможной, но со значительными артефактами на протяжении кольца в зоне сканирования. Схема дополнена изображениями пациентов в условиях АНФ при сканировании перпендикулярно кольцам: после ранения нижней трети левой голени – при КТ-ангиографии показано

формирование артериовенозной фистулы с расширением артерий и ранним наполнением вен левой голени (рисунок Г.5, а. Визуализировано удовлетворительное формирование костного регенерата основной фаланги большого пальца после ранения, этапного оперативного лечения, пластики кожно-мышечным лоскутом (б). В наблюдениях (Г.5, а) и (Г.5, б) КТ-сканирование выполнялось так, что направление сканирования было перпендикулярно кольцам аппарата Илизарова.



Рисунок Г.4 – Схема, иллюстрирующая необходимость расположения аппарата Илизарова при КТ-сканировании в направлении, перпендикулярном сканированию

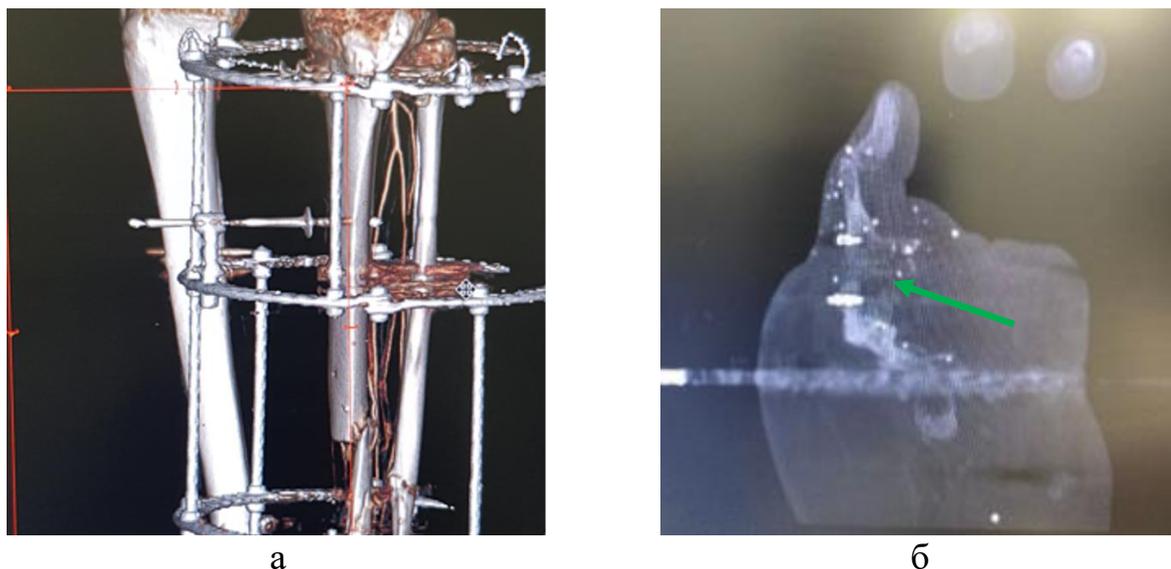
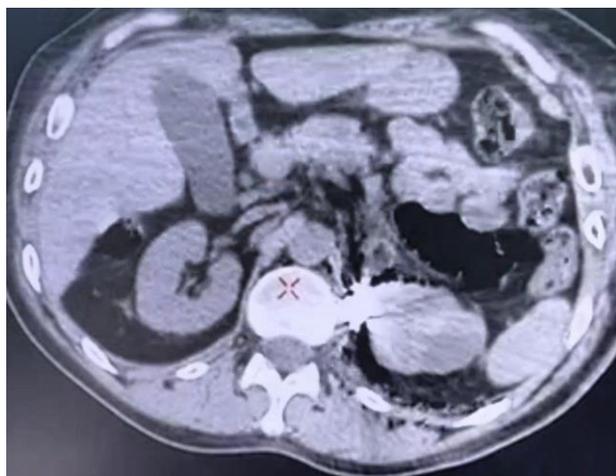


Рисунок Г. 5 – Иллюстрация алгоритма КТ-сканирования в условиях установленного аппарата наружной фиксации (АНФ) типа Илизарова: а – MAR+; КТ ангиография, хорошая визуализация сосудистого русла. Кольца АНФ перпендикулярны регенерату оси сканирования; б – MAR+; КТ в условиях фиксации аппаратом Илизарова. Формирование регенерата, кольцо АНФ

Клинический случай 5. Осколочное ранение поясничной области, инородное тело значительных размеров (осколок) визуализировано паравертебрально слева на уровне Th12–L1 в паранефральном пространстве. На уровне исследования в «мягкотканном» окне (рисунок Г.6, а): корректная оценка состояния паренхимы почки затруднена ввиду выраженных strike-артефактов от металлического фрагмента. В «костном» окне артефакты менее выражены, более отчетливо визуализированы костные структуры и посттравматическая эмфизема забрюшинного пространства, но при этом затруднительна дифференцировка мягких тканей. Наблюдение иллюстрирует необходимость применения алгоритмов MAR.



а



б

Рисунок Г.6 – Металлическое инородное тело паравертебрально слева на уровне Th12–L1 в паранефральном пространстве. Без применения подавления артефактов от металла корректная визуализация окружающих мягких тканей затруднительная в разных окнах: а – аксиальный срез КТ ОБП в «мягкотканном» окне без применения контрастного вещества; б – аксиальный срез КТ ОБП в «костном» окне без применения контрастного вещества. Границы инородного тела очерчиваются лучше, однако, теряются границы паренхиматозных органов

Серия «Лучшие практики лучевой и инструментальной диагностики»

Выпуск 154

Составители:

*Баулин Анатолий Анатольевич
Петряйкин Алексей Владимирович
Семенов Дмитрий Сергеевич
Артюкова Злата Романовна
Ерижоков Рустам Арсеньевич
Омелянская Ольга Васильевна
Васильев Юрий Александрович
Гатин Денис Вадимович
Шапилов Артемий Константинович
Чичерин Алексей Александрович*

**МЕТОДЫ ПОДАВЛЕНИЯ АРТЕФАКТОВ ПРИ ПРОВЕДЕНИИ
КТ-ИССЛЕДОВАНИЙ ПАЦИЕНТАМ С МЕТАЛЛОКОНСТРУКЦИЯМИ**

Методические рекомендации

Отдел координации научной деятельности ГБУЗ «НПКЦ ДиТ ДЗМ»
Технический редактор А. И. Овчарова
Компьютерная верстка Е. Д. Бугаенко

ГБУЗ «НПКЦ ДиТ ДЗМ»
127051, г. Москва, ул. Петровка, д. 24, стр. 1