

Современные подходы к устранению артефактов данных конусно-лучевой компьютерной томографии челюстно-лицевой области

А. А. Долгалев¹, А. Б. Данаев¹, Ш. Д. Хоссаин², А. А. Куликова², Н. Ф. Ямуркова³, Д. В. Буренчев³, Ар. А. Чагаров¹

¹ Ставропольский Государственный Медицинский Университет, г. Ставрополь, Российская Федерация

² ФГАОУ ВО «Российский университет дружбы народов», г. Москва, Российская Федерация

³ ГБУЗ НО ГKB N 39, г. Нижний Новгород, Российская Федерация

⁴ ГБУЗ «Научно-практический клинический центр диагностики и телемедицинских технологий Департамента здравоохранения города Москвы», г. Москва, Российская Федерация

РЕЗЮМЕ

Конусно-лучевая компьютерная томография (КЛКТ) занимает основное место в рентгенологической диагностике в стоматологии и челюстно-лицевой хирургии. Мультипланарная и трехмерная реформации данных КЛКТ позволяют провести оценку зоны интереса и выбрать правильную тактику лечения при необходимости. Тем не менее, существует ряд факторов, которые приводят к пространственным искажениям изображений или приводят к потере информации при КЛКТ. В настоящий момент ведутся активные поиски способов улучшения качества изображений КЛКТ и устранения артефактов для повышения диагностической эффективности метода. Данный обзор посвящен описанию основных причин возникновения артефактов и применяемых методов их устранения.

КЛЮЧЕВЫЕ СЛОВА: КЛКТ, глубокое машинное обучение, искусственные нейронные сети, артефакты КЛКТ.

КОНФЛИКТ ИНТЕРЕСОВ. Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

Modern approaches to the elimination of artifacts of cone-beam computed tomography of the maxillofacial region

A. A. Dolgalev¹, A. B. Danaev¹, A. A. Kulikova², Hossain Shazmim Jahan², N. F. Yamurkova³, D. V. Burenchev⁴, A. A. Chagarov¹

¹ Stavropol State Medical University, Stavropol, Russian Federation

² The Peoples Friendship University of Russia, Moscow, Russian Federation

³ GBUZ NO GKB N 39, Nizhny Novgorod, Russian Federation

⁴ Scientific and Practical Clinical Center for Diagnostics and Telemedicine Technologies of the Moscow Department of Healthcare, Moscow, Russian Federation

SUMMARY

The use of X-ray radiation is the main additional method for complete visualization of hard and soft tissues in dentistry and maxillofacial surgery. Cone-beam computed tomography (CBCT) is of leading importance among other methods. Three-dimensional reformation of CBCT data into a multiplanar or three-dimensional image of anatomical structures allows for a qualitative assessment of the area of interest and to choose the right treatment tactics if necessary. Nevertheless, there are a number of factors or artifacts that lead to distortion, disrupt the image or lead to loss of information during CBCT, in addition, the formation of overdiagnosis is not excluded. Currently, an active search is underway for ways to improve the quality of CBCT images and eliminate artifacts to improve the quality of diagnostics. This review is devoted to the description of the main causes of artifacts and modern methods of their elimination.

KEY WORDS: CBCT, deep machine learning, artificial neural networks, CBCT artifacts.

CONFLICT OF INTEREST. The authors declare no conflict of interest.

Введение

Рентгенологическое исследование с целью визуализации твердых и мягких тканей является основным дополнительным видом исследований в стоматологии и челюстно-лицевой хирургии. Внедрение в клиническую практику конусно-лучевой компьютерной томографии (КЛКТ), специально предназначенной для визуализации челюстно-лицевой области, позволяет отображать анатомические объекты в любой плоскостной мультипланарной проекции или в виде объемной картины. Как основной из дополнительных диагностических методов КЛКТ

применяется во всех стоматологических специальностях. КЛКТ используется не только в диагностике, но и в качестве навигационного метода (например, в дентальной имплантологии). Она помогает планированию, обеспечивает визуальное сопровождение и контроль точности выполнения хирургических вмешательств в режиме реального времени.

Тем не менее, существует ряд факторов, которые приводят к пространственным искажениям изображений, следовательно, приводят к потере информации при КЛКТ, исследовании. Например, артефакты, обусловленные резким изменением плотности объектов [1, 2, 3, 4], которые

создают дополнительные изображения, в основе которых не лежат реальные морфологические структуры. Фактически артефакты могут настолько усложнять диагностику, что не позволяют поставить правильный диагноз [1, 5, 2]. В настоящий момент ведутся активные поиски способов улучшения качества изображений КЛКТ и устранения артефактов для повышения качества диагностики.

Целью настоящей работы стал анализ основных причин возникновения артефактов и существующих методов их устранения.

Материалы и методы

Для проведения исследования были проанализированы публикации из научных баз Pubmed, ResearchGate, E-library. Поиск производился по запросу «артефакты КЛКТ» (CBCT artefacts), «улучшение качества КЛКТ» (Improving CBCT). Всего по запросу было найдено 2900 результатов. После исключения повторов публикаций осталось 1995 результатов. На следующем этапе были исключены статьи, представляющие собой тезисы в сборниках научных конференций. Далее были отобраны статьи, содержащие информацию о методах улучшения качества КЛКТ и устранения артефактов. В итоге для анализа было выбрано 40 публикаций.

Результаты

Описание технологии КЛКТ и причин артефактов

КЛКТ в стоматологии и челюстно-лицевой хирургии уже не является новой технологией. Впервые КЛКТ аппараты появились в Италии в 1998 году. В клинической практике первые коммерческие аппараты использованы в 2001 году (NewTom 9000, Quantitative Radiology, Верона, Италия). Для получения изображений используется вращающийся портал, похожий на ортопантомограф, к которому крепятся источник рентгеновского излучения и детектор. Рассеянный пирамидальный или конусообразный рентгеновский луч направляется через середину интересующей области на зонный рентгеновский детектор, расположенный на противоположной стороне. Рентгеновский источник и детектор двигаются по дуге вокруг точки вращения, в качестве которой выступает центр интересующей области. Во время вращения получают кратные (от 150 до 600 и более) последовательные плоскостные изображения. Эта процедура отличается от традиционной рентгеновской компьютерной томографии (РКТ), которая использует узкоколлимированный рентгеновский луч, а рентгеновская трубка и детектор осуществляют движение по полной окружности. Поскольку рентгеновский пучок в РКТ узкоколлимированный, то для исследования всей зоны интереса требуется несколько оборотов трубки и детектора (количество таких оборотов определяется количеством линий детекторов в приемнике и может колебаться от 2 до 30 для исследования челюстно-лицевой зоны). Поскольку экспозиция КЛКТ использует широкий рентгеновский луч и сразу охватывает всю зону интереса, то для получения достаточного количества данных требуется только одна последовательность вращения портала.

Геометрия луча конусно-лучевой компьютерной томографии была разработана как альтернатива РКТ для более быстрого получения набора данных, при этом в КЛКТ используется компактный менее дорогостоящий детектор приемника. К очевидным преимуществам такой системы, обеспечивающей более короткое время обследования, можно отнести снижение количества динамических артефактов, вызванных движениями пациента, а также увеличение сроков эксплуатации рентгеновской трубки. Однако, основным недостатком КЛКТ является снижение качества изображения, связанное с низким соотношением сигнал/шум и контрастностью, из-за большого количества рассеянного излучения, попадающего на детектор.

Восстановление 3D-объектов из конусно-лучевых проекций является сравнительно недавним достижением. Первой и наиболее популярной приближенной схемой реконструкции данных конусно-лучевой томографии, полученных по круговой траектории, является алгоритм по Фельдкампу и др. [6], называемый методом Фельдкамп, Дэвиса и Кресс (FDK) или метод конвективной обратной проекции. Этот алгоритм, используемый большинством исследовательских групп и коммерческих производителей КЛКТ с 2D-детекторами. Несмотря на то, что он может быть легко реализован с помощью имеющегося в настоящее время оборудования и является хорошей реконструктивной структурой для изображений в центре или «средней плоскости» конусного пучка, он обеспечивает аппроксимацию, которая приводит к некоторым неизбежным искажениям в нецентральных поперечных плоскостях, и к ухудшению разрешения в продольном направлении. Для устранения этого недостатка было предложено несколько других подходов с использованием различных алгоритмов [7] и геометрии конусного пучка (например, двойные ортогональные круги, винтовая орбита, ортогональная окружность и линия), и они, несомненно, будут включены в будущие проекты КЛКТ [8].

Во время сканирования через определенные промежутки времени выполняется разовая экспозиция, в результате чего получают отдельные проекционные 2D-изображения, известные как «базовые», «кадровые» или «сырые». Эти изображения похожи на боковые и задне-передние «цефалометрические» рентгенографические изображения, каждое из которых слегка смещено относительно друг друга. Полная серия снимков называется «проекционные данные». Количество изображений, составляющих проекционные данные на протяжении всего сканирования, детерминируется частотой кадров (количество изображений, полученных в секунду), длиной дуги траектории и скоростью вращения. Нумерация проекционных сканов может быть фиксированной (например, NewTom 3G, Iluma, Galileos или Promax 3D) или переменной (например, i-CAT, PreXion 3D). Большое количество проекционных данных дает больше информации для восстановления изображения, позволяет получить большее пространственное и контрастное разрешение, увеличивает соотношение сигнал/шум, создавая четкие изображения, и уменьшает артефакты

от металлических объектов. Как всегда, увеличение объема проекционных данных обычно требует большего времени сканирования, более высокой дозы облучения пациента и большего времени на первичную реконструкцию. В соответствии с принципом «как можно меньше, насколько это возможно» (от англ. *as low as reasonably achievable* – ALARA), количество базовых изображений должно быть сведено к минимуму для получения изображения диагностического качества [8].

Текущие устройства КЛКТ можно разделить на две группы в зависимости от типа детектора: комбинация трубки с усилителем изображения/устройства с зарядовой связью или плоскопанельный имидж-сканер. Плоская визуализация состоит из обнаружения рентгеновских лучей с использованием «непрямого» детектора на основе твердотельной детекторной панели большой площади, соединенной со слоем сцинтиллятора рентгеновского излучения. Плоские детекторные панели обеспечивают больший динамический диапазон и большую производительность, чем технология П/ССD. Усилители изображения могут создавать геометрические искажения, которые необходимо учитывать в программном обеспечении для обработки данных, в то время как плоские детекторы не страдают такого рода проблемами. Этот недостаток может потенциально снизить точность измерения устройств КЛКТ, использующих эту конфигурацию. Системы П/ССD также вводят дополнительные артефакты [9].

Этап сбора данных включает в себя сбор изображений и предварительную обработку данных, тогда как этап восстановления включает формирование и реконструкцию сканограммы с использованием алгоритма FDK [8].

Классификации артефактов изображений КЛКТ

В то время как клинические применения КЛКТ расширились, существующая технология КЛКТ имеет ограничения, связанные с геометрией проекции «конусного луча», чувствительностью детектора и контрастным разрешением.

Артефактом является элемент изображения, не имеющий в основе фактической особенности морфологии исследуемой зоны. Технология реконструкции изображения такова, что измерения на всех детекторах суммируются, поэтому на изображениях проявляются любые ошибки измерений. Ошибки реконструкции могут быть вызваны как недостатком данных, так и наличием различных шумов. Артефакты могут проявляться в виде полос (ошибка в отдельном измерении), затемнений (постепенное отклонение группы каналов), колец (ошибки калибровки отдельного детектора, вибрация установки), искажений (спиральная реконструкция), локальных снижений плотности (граница тканей с разными плотностями), интенсивных теней (плотностные артефакты Хаунсфилда от украшений, пирсинга, татуировок с металлосодержащими красителями, установленных при лечении высокоплотных конструкций) [9]. Артефакты могут быть классифицированы в зависимости от их причины.

Артефакты рентгеновского луча

Артефакты КЛКТ-изображения возникают из-за природной полихроматической природы рентгеновского излучения, что приводит к так называемому упрочнению пучка (т.е. его средняя энергия увеличивается, потому что фотоны с более низкой энергией поглощаются в большей степени, чем фотоны с более высокой энергией). Поскольку рентгеновский луч в КЛКТ является гетерохроматическим и имеет более низкую среднюю килловольтную (пиковую) энергию по сравнению с РКТ, этот артефакт более выражен на снимках КЛКТ. В клинической практике рекомендуется уменьшать поле обзора (*field of view* (FOV)), чтобы избежать областей сканирования, включающих металлические реставрации, зубные имплантаты и т.п. Это может быть достигнуто путем коллимации, изменения положения пациента или разделения исследуемых зубных сегментов. Совсем недавно производители стоматологической КЛКТ внедрили алгоритмы уменьшения артефактов в процессе реконструкции (например Scanora 3D, SOREDEX, Хельсинки, Финляндия). Эти алгоритмы уменьшают количество артефактов, связанных с изображениями, шумом, металлом и движением, и требуют меньшего количества проекционных изображений, в этом случае может быть снижена доза облучения. Тем не менее, они требуют больших затрат времени на вычисления и реконструкции.

Артефакты, связанные с движением пациента

Движение пациента может привести к неправильной регистрации данных, которые выглядят как нерезкость, смазывание границ, снижение контрастности при малой амплитуде движения и в виде изменения формы и размера анатомических структур при большой амплитуде движения. В конечном итоге изображение лишается диагностической ценности. Устранить артефакт может только повторное исследование. Но повторное исследование увеличивает лучевую нагрузку на пациента. Для снижения вышеописанных искажений можно увеличить толщину среза воссозданного изображения. Кроме того, нерезкость может быть минимизирована за счет использования подголовника и как можно более короткого времени сканирования.

Артефакты, связанные с наличием инородных плотных структур

Наличие зубных реставраций (высокоплотные объекты) может привести к появлению артефактов. Они возникают из-за экстремальной закалки луча или фотонного голодания из-за недостаточного количества фотонов, достигающих детектора, что приводит к появлению интенсивных горизонтальных «игл» или «звезд» на изображении и «шумным» изображениям. Эти эффекты можно уменьшить, устранив из зоны исследования металлические предметы, такие как ювелирные изделия, до начала сканирования. После выполненного сканирования устранить данный артефакт практически невозможно, но большинство КЛКТ в своем арсенале имеют алгоритм снижения влияния плотной инородной структуры на реконструкцию изображения под названием MAR (Metal Artefact Reduction).

Артефакты, связанные с томографом

Обычно артефакты, связанные с томографом, присутствуют в виде колец, что является результатом дефектов в обнаружении сканера, плохой калибровки, колебаний томографа как следствие некорректного монтажа оборудования. Любая из этих проблем приводит к последовательному и повторяющемуся считыванию показаний, в результате чего получается артефакт. Устранить искажение поможет диагностика оборудования сервисным инженером с последующим устранением выявленных дефектов.

Артефакты, связанные с конической формой рентгеновского луча

Геометрия проекции луча в КЛКТ и метод реконструкции изображения позволяют получить три типа артефактов, связанных с конусно-лучевым пучком излучения: (1) частичное усреднение объема, (2) неполная выборка и (3) эффект конусно-лучевого пучка.

Частичное усреднение объема. Частичное усреднение объема является особенностью традиционных РКТ и КЛКТ. Оно происходит, когда выбранное воксельное разрешение сканирования превышает пространственную или контрастную детализацию морфологии объекта съемки. В этом случае пиксель не является репрезентативным для ткани, поскольку становится средневзвешенным значением различных значений рентгеновской плотности для участка объекта. Границы в результирующем изображении могут иметь «ступенчатый» внешний вид или однородность уровней интенсивности пикселей. Артефакты усреднения частичного объема встречаются в областях, где поверхности быстро изменяются в направлении z (например, в височной кости). Выбор наименьшего размера вокселя может уменьшить присутствие этих эффектов.

Передискретизация может произойти, когда для реконструкции предоставляется слишком мало базисных проекций. Уменьшение выборки данных приводит к неправильной регистрации и резким краям и шуму изображения, вследствие этого на изображении появляются мелкие полосы. Этот эффект может не приводить к существенному ухудшению качества изображения. Однако, когда важно разрешение с высокой детализацией, артефактов недостаточной амплитуды следует избегать, сохраняя количество базисных проекционных снимков насколько это возможно.

Эффект конусно-лучевого пучка является потенциальным источником артефактов, особенно в периферийных частях объема сканирования. Из-за расхождения рентгеновского луча, вращающегося вокруг пациента в горизонтальной плоскости, проекционные данные собираются каждым пикселем детектора. Количество данных соответствует общему количеству зафиксированного ослабления по углу проекции пучка спецэффектов по мере заполнения сканером дуги. Проекция трех рентгеновских лучей (один перпендикулярный, один наклоненный ниже и другой наклоненный выше) от точки начала отсчета показана в двух положениях рентгеновской трубки, на расстоянии 180 мм друг от друга. Количество данных, собранных детектором для повторного структурирования, соответствует объему твердого тела между перекрывающимися проекциями. В центре объем

полученных данных максимален, а на периферии объем собранных данных значительно меньше. Изображение срединного сагиттального сечения демонстрирует визуальные эффекты этого в производстве периферийного артефакта «V» –повышенный шум, искажение и пониженный контраст. Общий объем информации для периферийных структур уменьшается за счет того, что пиксели внешнего ряда детектора регистрируют меньшее затухание, в то время как для объектов, проецируемых на более центрально расположенные пиксели детектора, регистрируется больше информации, что приводит к искажению изображения, полосчатым артефактам и большому периферийному шуму. Этот эффект минимизируется производителями путем использования различных форм реконструкции конусного луча. Клинически он может быть уменьшен позиционированием интересующей области, прилегающей к горизонтальной плоскости рентгеновского пучка.

Шум изображения

Геометрия проекции конусного луча приводит к облучению большого объема при каждой базисной проекции изображения. В результате большая часть фотонов взаимодействует с эффектом затухания. В соответствии с физикой рассеяния Комптона это приводит к рассеиванию рентгеновского излучения. Большая часть рассеянного излучения образуется всенаправленно и регистрируется пикселями детектора. Это дополнительно записанное затухание рентгеновского излучения называется шумом. Из-за использования детектора зоны большая часть этого шума записывается и способствует ухудшению изображения. Отношение рассеяния к первичному составляет около 0,01 для однолучевой КТ и от 0,05 до 0,15 для вееро-лучевой и спиральной КТ и может быть до 0,4 до 2,0 в КТ-транспланцере-анализаторе. Часть шума создается также имеющимися проблемами детекторов и алгоритмов обработки информации.

Артефакты при спиральном сканировании

Спиральное сканирование дает более сложные искажения изображений, чем послойное сканирование, что вызвано спиральной интерполяцией и процессом реконструкции. Общим способом снижения спиральных артефактов является подбор шага вдоль оси Z : использование маленького пича, 180-градусной интерполяции (если имеется возможность выбора) и сканирование тонкими срезами [4].

Традиционные и современные методы устранения артефактов КЛКТ

Алгоритмы реконструкции КТ практически не изменились за последние 25 лет [11]. Кроме того, многие алгоритмы реконструкции изображения с фильтрацией обратной проекции являются вычислительно затратными. Это означает, что компромисс между искажениями и временем выполнения неизбежен [12]. Недавние исследования сообщают о гибкости глубокого машинного обучения в преобразованиях данных МРТ, что достигается обработкой процесса реконструкции как контролируемой

учебной задачи, в которой получается сопоставление между датчиками сканера и результирующими изображениями [13].

Они включают в себя этапы предварительной обработки после получения изображения, а также последующие отчеты и интегрированную диагностику. Начиная с самого начала рабочего процесса, первая из этих задач, которую необходимо улучшить – это реконструкция. Мы имеем расширяющийся разрыв между достижениями в оборудовании для получения изображений и программным обеспечением для восстановления изображений. Разрыв, который потенциально может быть устранен новыми методами глубокого машинного обучения для подавления артефактов и улучшения общего качества изображений [14].

Коррекция артефактов для повышения качества и точности изображения является важным этапом в цепочке формирования объемного изображения. Стандартные алгоритмы коррекции шумов и артефактов включают в себя следующее.

Предобработка детектора КЛКТ. Первым этапом предварительной обработки детектора является коррекция смещения, которая выполняется поочередным вычитанием индивидуального значения смещения, рассчитанного путем усреднения по серии до 30 темных изображений. Второй шаг – это линейная калибровка усиления, состоящая из деления каждого пикселя на его индивидуальный коэффициент усиления. Коэффициенты усиления получают путем усреднения последовательности, опять же до 30 изображений, однородных экспозиций без какого-либо объекта между источником рентгеновского излучения и детектором. Последовательность усиления сначала корректируется с помощью собственной последовательности темных изображений. Следующая процедура – это интерполяция дефектов. Каждый пиксель, который показывает необычное поведение, либо в усиленном изображении, либо в средней темной последовательности, отмечен на карте дефектов. Значения серого для пикселей, классифицированных таким образом как дефектные, вычисляются путем линейной интерполяции по наименьшему градиентному спуску. Плоские детекторы обычно требуют дополнительной процедуры для исправления возникающих временных артефактов, поскольку сцинтиллятор и фотодиоды демонстрируют остаточные сигналы [8].

Постобработка изображений КЛКТ. Один из таких чисто программных алгоритмов постобработки изображений для КЛКТ томографов – подавление артефактов от металла (от англ. *MAR – metal artefact reduction*). За последние четыре десятилетия было введено большое количество схем на основе интерполяции и нормализации для уменьшения количества металлических артефактов (MAR) [15]. Тем не менее в литературе встречаются неоднозначные данные об их эффективности [2]. Такой алгоритм корректирует высокоплотные или разреженные области на снимке, т.е. применяя порог по отношению к среднему значению серого на снимке и увеличивая соотношение контраст-шум [1, 2, 5]. В работах Freitas и соавторы, а также Queiroz и соавторы оценивали шумы на изображении путем измерения стандартного отклонения среднего значения серого. Высокое

среднеквадратическое отклонение означает высокий шум изображения, который должен быть хорошо различим в однородных структурах. В работах Freitas et al., Queiroz et al., Costa et al. шумы изображения не уменьшились, когда был включен инструмент MAR [5, 2, 16, 16]. Напротив, в работе Bezerra и соавторов инструмент MAR позволил снизить шумы, которые оценивали вокруг изображения зубов с металлическими штифтами, созданные системой Picasso [17]. В работе Costa et al. авторы не выявили эффективность инструмента MAR и не рекомендуют его использовать при исследовании каналов зубов [2]. Таким образом, инструмент MAR недостаточно неэффективен при наличии меньшего количества артефактов.

В работе Freitas et al. несмотря на различное поведение в производстве артефактов схоже с MAR себя вел и фактор kVp. Более высокие kVp улучшили качество изображения за счет уменьшения стандартного отклонения (от англ. *SD-standard deviation*) и увеличения соотношения контрастности к шуму CNR (от англ. *CNR – contrast-to-noise ratio*). Использование более высокого kVp означает работу с фотонами высокой энергии, которые меньше фильтруются металлическим предметом. Это является основной причиной улучшенного изображения. При этом следует иметь в виду, что чем выше kVp, тем выше доза облучения пациента [16].

Возможности глубокого машинного обучения для повышения качества 2D и 3D изображений КЛКТ

Глубокое машинное обучение (или глубокое обучение от англ. *deep learning*) или искусственные нейронные сети (ИНС от англ. *artificial neural network*) активно и успешно применяются в рентгенодиагностике стоматологических заболеваний и челюстно-лицевой патологии [18, 19, 20, 21, 22].

ИНС позволяют оптимизировать изображения, снижая дозу излучения и корректируя рассеяние и артефакты. Управление с помощью ИНС и агрегация больших баз данных изображений могут также влиять на ежедневный рабочий процесс путем предварительного анализа и определения приоритетов [23].

Внедрение технологии ИНС имеет следующие точки применения: подавление шумов от металлических объектов, получения изображения высокого разрешения из изображения низкого разрешения, преодоление ограниченного угла в КЛКТ.

В работе Meyer E. et al. (2010) был оптимизирован MAR до NewMAR [24]. Авторы дополнили схемы интерполяции и нормализации искусственной нейронной сетью для преодоления остаточных ошибок MAR. В исследованиях Gjestebj L. et al. (2017) ИНС обучали на искусственно созданных артефактах для объединения информации из оригинальных и исправленных изображений в качестве средства подавления металлических артефактов [15].

Yang Zhang и соавторы решали две специфические задачи с использованием сверточной нейронной сети (ИНС): 1) контроль качества КТ-изображений во время итеративного восстановления; 2) корректировка данных КТ-проекции, поврежденных металлическими объек-

тами, для уменьшения артефактов изображения. Они разработали модель, основанную на глубоком обучении с целью создания синтетической компьютерной томографии из изображений на основе 2,5-D-пиксельной генеративной состязательной сети (GAN). Для обучения модели было использовано 12 000 пар срезов РКТ и КЛКТ. Сгенерированные с помощью глубокого обучения синтетические реконструкции показали улучшенное качество изображения с уменьшенными искажениями артефактов и улучшенным контрастом мягких тканей [25].

Zhuoran Jiang и соавторы в своей работе также описывают результаты внедрения искусственного интеллекта с целью повышения резкости краев и детализации анатомических структур при недостаточном разрешении конусно-лучевой компьютерной томографии. Для обучения изображения КЛКТ были реконструированы с использованием метода на основе уточнения из ограниченных проекций, смоделированных с помощью компьютерной томографии, и были переданы в модель симметричной остаточной сверточной нейронной сети (SR-ИНС), которая была обучена для изучения шаблона восстановления. Метод увеличения границ изображения КЛКТ с применением глубокого обучения показал высокую эффективность [26].

Wen Chen и соавторы оценивали качество изображения и неточности в сегментации органов, подверженных риску, на КЛКТ, улучшенной с помощью сверточной ИНС для рака головы и шеи. По результатам исследования было отмечено, что нейронная сеть улучшала качество КЛКТ по параметрам точности, контрастности и четкости границ [27].

Yang Lei и соавторы разрабатывали подход, основанный на обучении искусственного интеллекта, с целью улучшения качества изображения КЛКТ для расширенного клинического использования. В исследовании применялась автоконтекстная модель, которая интегрировалась в структуру машинного обучения для создания исправленного КЛКТ с высоким качеством изображения. Результаты демонстрировали значительное улучшение качества изображений КЛКТ, полученных с помощью предложенного метода коррекции [28].

Hammernik et al (2017) продемонстрировали возможность решения проблемы с отсутствующими данными при ограниченном угле сканирования КЛКТ, когда только часть отсканированного пространства может быть восстановлена благодаря неспособности сканера выполнить полный поворот на 180° вокруг объектов. Авторам удалось восстановить отсутствующие данные [29].

Обсуждение и выводы

Применение искусственных нейронных сетей (глубокого машинного обучения) в современной рентгенологии стало эффективным методом, позволившим обрабатывать и анализировать большие объемы визуальных данных [23].

Повышение качества изображения КЛКТ и устранение артефактов (аппаратных, алгоритмических, обусловленных наличием металлов или движением пациента во время съемки) является частным случаем для машинного обучения [30].

Необходима дополнительная работа для изучения точности алгоритмов реконструкции, основанных на глубоком обучении, и их способности воссоздавать редкие, невидимые реальные структуры, поскольку первоначальные ошибки, распространяющиеся по всему технологическому процессу радиологии, могут оказать неблагоприятное влияние на диагностику патологических процессов [14].

Выводы

Современный уровень развития глубокого машинного обучения позволяет эффективно решать задачи с улучшением качества визуализации КЛКТ и устранять различного рода артефакты, о чем свидетельствуют оригинальные работы ряда иностранных авторов. Ограничивающим фактором внедрения данной технологии в повседневную клиническую практику является недостаточное количество размеченных обучающих датасетов для обучения ИНС. Можно с уверенностью прогнозировать дальнейшее развитие данной технологии и ее внедрение в рентгенологическую и стоматологическую практику.

Список литературы / References

1. Bechara B, Alex McMahan C, Moore WS, Noujeim M, Teixeira FB, Geha H (2013) Cone beam CT scans with and without artefact reduction in root fracture detection of endodontically treated teeth. *Dentomaxillofacial Radiology*. 2013; 42(5): 20120245.
2. Costa ED, Brasil DM, Queiroz PM, Verner FS, Junqueira RB, Freitas DQ. Use of the metal artefact reduction tool in the identification of fractured endodontic instruments in cone-beam computed tomography. *Int Endod J*. 2020 Apr;53(4):506-512.
3. Katsumata A., Hirukawa A., Okumura S. et al. // *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.* –2009. – Vol. 107. – P. 420–425.
4. Наумович С. С., Наумович С. А. Конусно-лучевая компьютерная томография: современные возможности и перспективы применения в стоматологии // *Современная стоматология*. – 2012. – № 2 (55). Naumovich S.S., Naumovich S.A. Cone beam computed tomography: contemporary possibilities and perspectives of application in dentistry // *Sovremennaya stomatologiya*. – 2012. – № 2 (55).
5. Queiroz, Polyane Mazucatto, et al. «Evaluation of metal artefact reduction in cone-beam computed tomography images of different dental materials». *Clinical oral investigations* 22.1 (2018): 419–423.
6. L. Feldkamp, L. Davis, and J. Kress. Practical cone-beam algorithm. *Journal of the Optical Society of America*, 1984; 1(6):612–619.
7. H. Wischmann, H. Luijendijk, H. Meulenbrugge, M. Overdick, R. Schmidt, and K. Kiani, «Correction of amplifier non-linearity, offset gain, temporal artifacts, and defects for flat-panel digital imaging devices» *Medical imaging*, 2002; vol 4682, p. 427–437.
8. Scarfe, William C., and Allan G. Farman. «What is cone-beam CT and how does it work?» *Dental Clinics of North America*. 2008; 52(4): 707–730.
9. Марусина М.Я., Казначеева А.О. Современные виды томографии / Учебное пособие. – СПб: СПбГУ ИТМО, 2006. – 132 с. – 100 экз. Marusina M.J., Treasurer A.O. *Modern Types of Tomography / Training Manual*. – SPB: SPBG ITMO, 2006. – 132 c. – 100.
10. 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. *Ann ICRP*. 1991;21(1-3):1–201.
11. Sidky EY, Pan X. Image reconstruction in circular cone-beam computed tomography by constrained, total-variation minimization. *Phys. Med. Biol* 2008; vol. 53:4777–4807.
12. Patsrisawat T, Gacic A, Franchetti F, Puschel M & Moura JMF in Proceedings. (ICASSP '05). *IEEE International Conference on Acoustics, Speech, and Signal Processing*, 2005 v/153–v/156 (Philadelphia, PA, USA, 2005).
13. Zhu B, Liu JZ, Cauley SF, Rosen BR, Rosen MS. Image reconstruction by domain-transform manifold learning. *Nature* 2018;555(7697):487.
14. Hosny A, Parmar C, Quackenbush J, Schwartz LH, Aerts HJWL, Biology C, et al. Artificial intelligence in radiology. *Nat Rev Cancer*. 2018;18(8):500–10.
15. Gjestebj, L., Yang, Q., Xi, Y., Zhou, Y., Zhang, J., & Wang, G. (2017, March). Deep learning methods to guide CT image reconstruction and reduce metal artifacts. In *Medical Imaging 2017: Physics of Medical Imaging* (Vol. 10132, p. 101322W). International Society for Optics and Photonics.

16. Freitas DQ, Fontenele RC, Nascimento EHL, Vasconcelos TV, Noujeim M. Influence of acquisition parameters on the magnitude of cone beam computed tomography artifacts. *Dentomaxillofac Radiol*. 2018 Dec;47(8):20180151.
17. Bezerra ISQ, Neves FS, Vasconcelos TV, Ambrosano GMB, Freitas DQ. Influence of the artefact reduction algorithm of Picasso Trio KAKT system on the diagnosis of vertical root fractures in teeth with metal posts. *Dentomaxillofac Radiol* 2015; 44:1–8.
18. Ezhov M. et al. Clinically applicable artificial intelligence system for dental diagnosis with KAKT // *Scientific reports*. – 2021. – Т. 11. – № 1. – С. 1–16.
19. Muraev A. A. et al. Frontal cephalometric landmarking: humans vs artificial neural networks // *Int J Comput Dent*. – 2020. – Т. 23. – № 2. – С. 139–148.
20. Muraev A. A. et al. Искусственные нейронные сети в лучевой диагностике, в стоматологии и в челюстно-лицевой хирургии (обзор литературы) // *Клиническая стоматология*. – 2020. – № 3. – С. 72–80.
21. Muraev A.A., Kibardin I.A., Oborotistov N. Yu., Ivanov S.S. Use of neural network algorithms for the automated arrangement of cephalometric markers of lateral cefalograms. *REJR* 2018; 8(4): 16–22.
22. Способ обучения сверточной нейронной сети осуществлять разметки телерентгенограмм в прямой и боковой проекциях Мухомов А.А., Кибардин И.А., Оборотистов Н.Ю., Мухомова П.А. Патент на изобретение RU 2717911 С1, 26.03.2020. Заявка № 2019124849 от 06.08.2019. A method of training a convolutional neural network to mark up telereöntgenograms in direct and lateral projections Muraev A.A., Kibardin I.A., Oborotistov N.Yu., Muraeva P.A. Patent for invention RU 2717911 С1, 03/26/2020. Application no. 2019124849 dated 06.08.2019.
23. Leite A. F., Vasconcelos K. D. F., Willems H. & Jacobs, R. Radiomics and Machine Learning in Oral Healthcare. *PROTEOMICS – Clinical Applications*, 2020, p. 1900040.
24. Meyer, E., Bergner, F., Raupach, R., Flohr, T., Kachelrieß M., «Normalized metal artifact reduction (NMAR) in computed tomography». *Med. Phys.* 37(10), 5482–5493 (2010).
25. Zhang Y, Yue N, Su MY, Liu B, Ding Y, Zhou Y, Wang H, Kuang Y, Nie K. Improving CBCT quality to CT level using deep learning with generative adversarial network. *Med Phys*. 2021 Jun;48(6):2816–2826.
26. Jiang Z, Chen Y, Zhang Y, Ge Y, Yin FF, Ren L. Augmentation of KAKT Reconstructed From Under-Sampled Projections Using Deep Learning. *IEEE Trans Med Imaging*. 2019 Nov; 38(11):2705–2715.
27. Chen W, Li Y, Yuan N, Qi J, Dyer BA, Sensoy L, Benedict SH, Shang L, Rao S, Rong Y. Clinical Enhancement in AI-Based Post-processed Fast-Scan Low-Dose KAKT for Head and Neck Adaptive Radiotherapy. *Front Artif Intell*. 2021 Feb 11;3:614384.
28. Lei Y, Tang X, Higgins K, Lin J, Jeong J, Liu T, Dhabaan A, Wang T, Dong X, Press R, Curran WJ, Yang X. Learning-based KAKT correction using alternating random forest based on auto-context model. *Med Phys*. 2019 Feb;46(2):601–618.
29. Hammernik, Kerstin, et al. «A deep learning architecture for limited angle computed tomography reconstruction» *Bildverarbeitung für die Medizin 2017*. Springer Vieweg, Berlin, Heidelberg, 2017. 92–97.
30. Yang X, Kwitt R., Styner M. and Niethammer M. (2017). Quicksilver: fast predictive image registration – a deep learning approach. *NeuroImage* 158, 378–396.

Статья поступила / Received 01.12.2021

Получена после рецензирования / Revised 06.12.2021

Принята в печать / Accepted 10.12.2021

Информация об авторах

Долгалева Александр Александрович¹, д. м. н., доцент, начальник центра инноваций и трансфера технологий, профессор кафедры стоматологии общей практики и детской стоматологии

ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-6352-6750>. E-mail: dolgalev@dolgalev.pro

Данаев Аслан Барудинович¹, ассистент кафедры онкологии и лучевой терапии с курсом ДПО

ORCID: <https://orcid.org/0000-0003-4754-3101>. SPIN: 7266-7722.

E-mail: aslandanaev111@mail.ru

Куликова Алёна Алексеевна², учебный мастер кафедры челюстно-лицевой хирургии и хирургической стоматологии

ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-7227-9966>. SPIN: 2504-0353

Хоссаин Шазмим Джахан², ассистент кафедры челюстно-лицевой хирургии и хирургической стоматологии стоматологии

ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-5410-1849>. SPIN: 3760-3732

E-mail: shazmim@mail.ru

Ямуркова Нина Федоровна³, д. м. н., доцент, заслуженный врач Российской Федерации, челюстно-лицевой хирург высшей категории

E-mail: yamurkova@yandex.ru

Буренчев Дмитрий Владимирович⁴, д. м. н., гл. науч. с.

ORCID: <https://orcid.org/0000-0003-2894-6255>. SPIN: 2411-3959

E-mail: dburenchev@mail.ru

Чагаров Арсен Ахматович, заочный аспирант кафедры стоматологии общей практики и детской стоматологии

E-mail: Megalowin188@mail.ru

¹ Ставропольский Государственный Медицинский Университет, г. Ставрополь, Российская Федерация

² ФГАОУ ВО «Российский университет дружбы народов», г. Москва, Российская Федерация

³ ГБУЗ НО ГКБ N 39, г. Нижний Новгород, Российская Федерация

⁴ ГБУЗ «Научно-практический клинический центр диагностики и телемедицинских технологий Департамента здравоохранения города Москвы», г. Москва, Российская Федерация

Контактная информация:

Долгалева Александр Александрович. E-mail: dolgalev@dolgalev.pro

Author information

Dolgalev Al. Al.¹, PhD, MD, Head of the Center for Innovation and Technology Transfer, Professor of the Department of General Practice Dentistry and Pediatric Dentistry

ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-6352-6750>. E-mail: dolgalev@dolgalev.pro

Danaev A. B.¹, assistant of the Department of Oncology and Radiation Therapy with a course of additional professional education

ORCID: <https://orcid.org/0000-0003-4754-3101>. SPIN: 7266-7722.

E-mail: aslandanaev111@mail.ru

Kulikova A. A.², training master of the Oral and maxillofacial surgery Department

ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-7227-9966>. SPIN: 2504-0353

Hossain Shazmim Jahan², DDS, assistant lecturer, the department of oral and maxillofacial surgery

ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-5410-1849>. SPIN: 3760-3732

E-mail: shazmim@mail.ru

Yamurkova Nina F.³, Doctor of Medical Sciences, Associate Professor, Honored Doctor of the Russian Federation, maxillofacial surgeon of the highest category

E-mail: yamurkova@yandex.ru

Burenchev Dmitry V.⁴, DM, Chief Researcher

ORCID: <https://orcid.org/0000-0003-2894-6255>. SPIN: 2411-3959

E-mail: dburenchev@mail.ru

Chagarov Arsen A., Postgraduate Student, Department of General Practice and Pediatric Dentistry

E-mail: Megalowin188@mail.ru

¹ Stavropol State Medical University, Stavropol, Russian Federation

² The Peoples Friendship University of Russia, Moscow, Russian Federation

³ GBUZ NO GKB N 39, Nizhny Novgorod, Russian Federation

⁴ Scientific and Practical Clinical Center for Diagnostics and Telemedicine Technologies of the Moscow Department of Healthcare, Moscow, Russian Federation

Contact information

Dolgalev Al. Al. E-mail: dolgalev@dolgalev.pro

Для цитирования: Долгалева А.А., Данаев А.Б., Хоссаин Ш.Д., Куликова А.А., Ямуркова Н.Ф., Буренчев Д.В., Чагаров А.А. Современные подходы к устранению артефактов данных конусно-лучевой компьютерной томографии и челюстно-лицевой области. *Медицинский алфавит*. 2021; (38):14-20. <https://doi.org/10.33667/2078-5631-2021-38-14-20>.

For citation: Dolgalev A. A., Danaev A. B., Kulikova A. A., Hossain Shazmim Jahan, Yamurkova N. F., Burenchev D. V., A. A. Chagarov. Modern approaches to the elimination of artifacts of cone-beam computed tomography of the maxillofacial region. *Medical alphabet*. 2021; (38):14-20. <https://doi.org/10.33667/2078-5631-2021-38-14-20>.

