КОНУСНО-ЛУЧЕВАЯ КОМПЬЮТЕРНАЯ ТОМОГРАФИЯ: СОВРЕМЕННЫЕ ВОЗМОЖНОСТИ И ПЕРСПЕКТИВЫ ПРИМЕНЕНИЯ В СТОМАТОЛОГИИ

Наумович С.С., канд. мед. наук, доцент кафедры ортопедической стоматологии БГМУ
Наумович С.А., доктор мед. наук, профессор, зав. кафедрой ортопедической стоматологии БГМУ

Naumovich S.S., Naumovich S.A.
Belarusian State Medical University, Minsk

Cone beam computed tomography: contemporary possibilities and perspectives of application in dentistry

Резюме. *Представлена новая методика рентгенологического обследования в стоматологии – конусно-лучевая компьютерная томография. Представлены краткая история развития данной методики, технологические принципы получения изображения, величины лучевой нагрузки при различных вариантах сканирования, факторы, влияющие на качество изображения. Основным преимуществом конусно-лучевой компьютерной томографии является возможность получать объемную информацию о состоянии челюстно-лицевой области при небольшой лучевой нагрузке и быстром времени сканирования.*

Ключевые слова: *конусно-лучевая компьютерная томография, лучевая нагрузка, пространственное разрешение, шумность изображения, плоско-панельный детектор, артефакт, зона сканирования.*

Summary. *The article describes a new method of X-ray examination in dentistry – a cone beam computed tomography. Brief history of the development of the methodology, the technological principles of image acquisition, the value of the radiation exposure in different types of scanning, the factors affecting the image quality have been presented. The main advantage of the cone beam computed tomography is opportunity to receive volume information on the status of the maxillofacial area with small radiation exposure and short scanning times.*

Keywords: *cone beam computed tomography, radiation exposure, spatial resolution, image noise, flat-panel detector, artifact, field of view.*

Уже спустя несколько недель после первоначального открытия Рентгеном в 1895 г. рентгеновского излучения и его способности проникать в ткани человека рентгенологический метод исследования был впервые применен в челюстно-лицевой области. Сегодня использование рентгеновского излучения является неотъемлемой частью стоматологии и используется на различных клинических этапах: для определения наличия и степени выраженности заболевания, для составления плана лечения, мониторинга прогрессирования заболевания, оценки эффективности проводимого лечения и др. Однако каждый врач должен помнить, что в обширном спектре существующих методов обследования пациента данный метод остается дополнительным. До проведения рентгенологического исследования обязательно должно быть проведено клиническое обследование пациента по общепринятой методике, чтобы на основании полученных промежуточных результатов определить тип наиболее оптимального радиологического обследования [21].

Также при использовании рентгеновского излучения следует помнить, что, согласно многочисленным научным публикациям, ни одно исследование не может считаться полностью свободным от риска. Подбор дозы ионизирующего излучения должен основываться на принципе ALARA (as low as reasonably achievable) – максимально низкая для достижения результата. Кроме этого, при направлении пациента на обследование врач должен учитывать верхний предел дозы, которую человек может получить в течение года от естественных источников излучения, техногенных воздействий и медицинского облучения. Эти ограничения регулируются в каждой стране отдельными законодательными актами.

Главными методами визуализации в стоматологии, позволяющими диагностировать основные нозологические формы в зубочелюстной системе, на протяжении многих лет остаются внутриротовая рентгенография и панорамная томография [23]. ***Внутриротовая рентгенография*** обеспечивает получение изображения с высоким пространственным разрешением порядка 20 пар линий на миллиметр (лин/мм) и является наиболее востребованной методикой обследования. ***Панорамная рентгенография*** появилась на рынке стоматологического оборудования в начале 1960-х годов. Данная методика позволяет получить однослойное плоское изображение, которое включает в себя зубные дуги верхней и нижней челюстей. Разрешение панорамного изображения – примерно 5 пар лин/мм, что достаточно для решения большинства диагностических задач, однако ниже, чем у внутриротовой рентгенографии. Также довольно часто в ортодонтии применяется ***телерентгенография***. Все современные методики рентгенологического исследования предоставляют возможность получения изображения как в цифровом виде, так и на рентгеновской пленке. Однако все эти методики дают плоскостное изображение сложных трехмерных объектов.

В последние десятилетия развитие науки привело к внедрению в стоматологии цифровых технологий с возможностями

трехмерной и интерактивной визуализации. Вначале данные возможности предлагались при использовании обычной компьютерной томографии, с конца 1990-х активное развитие при исследовании зубочелюстной системы получила ***конусно-лучевая компьютерная томография*** (КЛКТ) [18].

История развития КЛКТ в стоматологии

Аппараты ***микро-КТ***, работающие по технологии конусного луча, первоначально использовались для визуализации неживых тканей организма с пространственным разрешением в диапазоне 1–60 мкм и временем экспозиции рентгеновскими лучами от 20 минут до нескольких часов. Эти исследования позволяли оценивать структуру и минерализацию костей, распределение жировой ткани, васкуляризацию, состояние сердечных клапанов и многое другое.

В отличие от микро-КТ, КЛКТ подходит для обследования человека. Первый прототип сканера для КЛКТ был разработан и описан уже в 1982 г. для ангиографических исследований и впоследствии широко использовался в интервенционной рентгенографии при проведении сосудистых и внесосудистых манипуляций. Также данная технология применяется при проведении лучевой терапии и маммографии. Представляется перспективным использование аппаратов КЛКТ для диагностики переломов и иной костно-мышечной патологии [17].

Для использования в челюстно-лицевой области первый опытный КЛКТ сканер был разработан в конце 1990-х, – с первой презентации техника приобрела большую популярность в стоматологии. Первым коммерчески доступным в Европе аппаратом для проведения КЛКТ был NewTom 9000 (2001 г., Quantitative Radiology, Верона, Италия). По дизайну это устройство было похоже на обычный компьютерный томограф (КТ) с лежачим положением пациента во время обследования. Аппарат сканировал всю челюстно-лицевую область с объемом 15×15 см и полным вращением на 360° для сбора данных. Одновременно проводились разработки аппарата с ограниченной цилиндрической зоной сканирования диаметром 4 см. Этот прототип, называемый Ortho-CT, был создан группой японских ученых совместно с корпорацией Soredex (Хельсинки, Финляндия). Пациент во время обследования находился в сидячем положении. В 2000 г. фактические права на это устройство были переданы корпорации J.Morita MFG (Киото, Япония), где был создан аппарат КЛКТ, готовый для коммерческого использования, в 2002 г. он был представлен на европейском рынке под названием 3D Accuitomo. Размер получаемого рентгеновского изображения был 3×4 см.

На сегодняшний день конусно-лучевая компьютерная томография заложена в десятки дентальных сканеров, отличающихся друг от друга по многочисленным параметрам [19]. Развитие претерпел сам термин «конусно-лучевая компьютерная томография», который имеет в литературе множество синонимов: ограниченная КЛКТ, локальная КЛКТ, объемная цифровая томография (digital volume tomography –DVT), объемная КТ и объемная томография [23].

Технологическая основа КЛКТ

При конусно-лучевой компьютерной томографии изображение получается за счет вращения вокруг пациента рамы, к которой прикреплены источник рентгеновского излучения и детектор [18]. Голова пациента во время обследования должна находиться в неподвижном состоянии. Полученные изображения записываются на плоскостной детектор во время одного вращения рамы на 180–360 градусов. При этом получается от 150 до 600 последовательных планарных проекций зоны обследования. Эту серию изображений называют *проекцией данных*, а этап включает получение изображений и предварительную их обработку детектором. Во время вращения КЛКТ сканеры используют коллимированный рентгеновский луч в виде узкого конуса в отличие от веерообразного пучка при обычной КТ, однако при этом также ограничен осевой размер обследуемого участка (рисунок).

Полученные проекции данных обрабатываются для создания объемного набора данных. Этот процесс называется *реконструкцией*, он имеет два этапа: формирование синограммы и реконструкция с использованием Feldkamp алгоритма. Feldkamp алгоритм – самая широко используемая методика при обработке

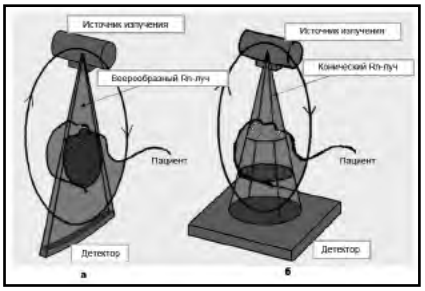

Схема обследования пациента: а – при спиральной компьютерной томографии, б – при конусно-лучевой компьютерной томографии

данных, полученных с использованием технологии конусного рентгеновского луча. Реконструированные срезы могут быть затем объединены в одном объекте для визуализации.

Важными характеристиками любого аппарата являются ***время сканирования*** – это время, в течение которого происходит обследование пациента, и время облучения, характеризующее продолжительность действия рентгеновского излучения. ***Тип излучения*** также зависит от аппарата и может быть либо непрерывным, либо импульсным. Подход производителей оборудования для КЛКТ при определении параметров лучевой нагрузки также различен. В некоторых сканерах параметры ***напряжения*** (kV) и ***силы тока*** (mA) в рентгеновской трубке не могут быть изменены врачом при обследовании. Это упрощает настройку аппарата в работе, однако если при обследовании взрослых на таких аппаратах доза будет оптимальной, то при обследовании детей и подростков она не может быть снижена. Напряжение в трубке определяет ***энергию рентгеновского излучения***. При низком напряжении будет низкая энергия, что увеличивает дозу облучения кожных покровов пациента и уменьшает проникновение излучения в ткани. Увеличение напряжения приводит к уменьшению нагрузки на кожу и эффективной дозы, получаемой пациентом, но при этом увеличивается рассеянное излучение. Сила тока в трубке излучателя, измеряемая в mA, определяет количество фотонов рентгеновского излучения, но не их энергию. Увеличение силы тока увеличивает дозу облучения, но глубина проникновения луча и контрастность излучения не изменяются. Результаты некоторых исследований показывают, что снижение дозы за счет небольшой силы тока трубки излучателя не вызывает значительных изменений качества конечного изображения.

В зависимости от устройства пациент находится в положении сидя, стоя или лежа во время обследования. Каждый аппарат имеет различную ***зону сканирования*** (FOV – field of view). На наш взгляд, это одна из важнейших характеристик, которую необходимо учитывать при выборе сканера [4]. Аппараты с зоной сканирования 50×50 мм позволяют изучать лишь определенные участки челюстно-лицевой области. Аппараты с FOV 240 190 мм позволяют полностью сканировать череп. Размер зоны сканирования во многом зависит от размеров датчика и поэтому по мере увеличения FOV значительно

возрастает цена аппаратов. Некоторые производители предоставляют врачу возможность выбора зоны сканирования в зависимости от диагностической необходимости, в то же время у аппаратов с небольшой зоной зачастую в программное обеспечение заложена возможность «сшивать» несколько небольших участков для получения полной картины всей зубочелюстной системы. Увеличение зоны сканирования приводит к увеличению дозы рентгеновского излучения, поэтому врач должен руководствоваться выбором наименьшей зоны сканирования, которую предлагает аппарат, в соответствии с клинической ситуацией [19].

Первые КЛКТ сканеры использовали в качестве ***детекторов изображения*** электронно-оптические преобразователи – ЭОП (image intensifiers) и ПЗС-матрицы. Со временем они начали сменяться плоско-панельными детекторами (flat panel detectors). Наиболее распространена конфигурация плоско-панельного детектора, состоящая из сцинтиллятора йодида цезия с массивом тонкопленочных транзисторов из аморфного кремния. Йодид цезия преобразует рентгеновские частицы в световые фотоны. Интенсивность света, излучаемого люминофором, является мерой интенсивности падающего рентгеновского пучка. Тонкопленочный транзистор имеет светочувствительный элемент, который вырабатывает электроны пропорционально интенсивности падающего фотона. Этот электрический заряд сохраняется в матрице, затем считывается и преобразуется в цифровые данные, передаваемые на процессор обработки изображения [7]. В отличие от ЭОП плоско-панельные детекторы дают меньше искажений конечного изображения, имеют более высокое пространственное разрешение, обладают меньшими шумами на изображении, менее громоздки и предлагают более широкий динамический диапазон сканирования. Также они обеспечивают большую скорость цифрового считывания и возможность для динамического получения серии изображений, что позволяет значительно увеличить зону сканирования. Плоско-панельные детекторы более чувствительны к рентгеновским лучам, поэтому у них есть значительный потенциал для снижения дозы облучения пациентов в будущем. С другой стороны, данные детекторы требуют несколько большей дозы облучения в сравнении с ЭОП, есть ограничения по линейности и однородности отклика на излучение по всей площади детектора. Почти все производители оборудования для КЛКТ перешли к плоско-панельным детекторам, однако на рынке представлены единичные аппараты, работающие на ЭОП с ПЗС-камерой.

Еще одна важная характеристика аппаратов – ***воксел полученного объемного изображения***. Элемент объема, или воксел, представляет собой трехмерный набор данных, которые можно также изобразить в виде 3D пикселей. Реконструированная область изображения, или FOV, состоит из ряда вокселей, которые являются изотропными. Размер воксела в системах КЛКТ может варьировать от менее чем 0,1 мм до 0,4 мм и более. Протоколы сканирования с меньшим размером воксела обеспечивают лучшее пространственное разрешение, но дают более высокую дозу облучения для пациентов [11]. Поэтому в случаях, когда низкое разрешение изображения будет достаточным для решения всех диагностических задач, необходимо отдавать предпочтение большему размеру воксела и, соответственно, меньшей дозе облучения пациента. Кроме того, увеличение разрешения приводит к более длительному времени сканирования пациента и велика вероятность, что желаемое пространственное разрешение изображения не будет достигнуто из-за более высокой вероятности смещения пациента во время сканирования.

Доза облучения

При определении величины дозы, получаемой при рентгенологическом обследовании, чаще всего пользуются двумя терминами: поглощенная доза и эффективная доза. Первая характеризует общую энергию поглощенного организмом излучения на единицу массы и измеряется в грэях (Гр), вторая доза учитывает поглощение излучения в отдельных ключевых органах и измеряется в зивертах (Зв). Для каждого органа эквивалентную дозу умножают на взвешивающий коэффициент,

Таблица 1

Диапазон эффективных доз и медианные значения (в скобках) при проведении КЛКТ*

Зона сканирования	Эффективная доза, мЗв
Зубочелюстная	11–674 (61)
Черепно-лицевая	30–1073 (87)

*Примечания: 1. Исследования делятся на «зубочелюстную зону» (малая и средняя зона сканирования) и «черепно-лицевую зону» (большая зона сканирования). Высота зубочелюстной зоны меньше 10 см, что достаточно для изображения нижней и верхней челюстей с зубными рядами. Для черепно-лицевой зоны высота сканирования больше 10 см.
2. Источник: Здесь и в табл. 2 и 3: SEDENTEXCT. Radiation protection: cone beam CT for dental and maxillofacial radiology. Evidence based guidelines 2012).

Таблица 2

Диапазон эффективных доз и медианные значения (в скобках) при проведении КЛКТ на фантомах

Тип фантома	Зона сканирования	Эффективная доза, мЗв
Фантом 10-летнего ребенка	Зубочелюстная	16-214 (43)
	Черепно-лицевая	114–282 (186)
Фантом подростка	Зубочелюстная	18–70 (32)
	Черепно-лицевая	81–216 (135)

Таблица 3

Величина эффективной дозы от различных рентгенологических методов исследования в стоматологии

Метод обследования	Эффективная доза, мЗв
Внутриротовая рентгенография, 1 снимок (наиболее современная Rn-аппаратура)	<1.5
Панорамная томография (цифровая)	2,7–24,3
Телерентгенография	<6
Мультиспиральная КТ (исследование верхней и нижней челюстей)	280–1410

который был определен как отражение радиочувствительности органа, а затем суммируют полученные значения. Окончательная цифра характеризует потенциальный ущерб для всего организма [16]. Поглощенную дозу легко измерить *in vivo* с использованием дозиметров, эффективную можно определить по результатам лабораторных исследований или компьютерного моделирования.

Международная комиссия по радиологической защите (МКРЗ) недавно обновила величины взвешивающих коэффициентов в своих руководствах для разных тканей (МКРЗ, 2008) [6]. Увеличена эффективная доза при всех рентгенологических исследованиях в области черепа по сравнению с предыдущим руководством (МКРЗ, 1991). В табл. 1–3 приведены величины эффективных доз при различных типах рентгенологического обследования в стоматологии [21].

Таким образом, данные многих исследований свидетельствуют о том, что величина эффективной дозы при проведении КЛКТ в стоматологии больше, чем при проведении большинства других обследований, но значительно меньше, чем при проведении обычной КТ [13, 14, 16, 20]. Получаемая пациентом доза будет определяться большим количеством параметров, главными из которых будут показатели напряжения и силы тока в рентгеновской трубке сканера, зона сканирования и величина разрешения изображения. Вариабельность величины эффективной дозы при проведении КЛКТ, отраженная в табл. 1 и 2, свидетельствует о наличии определенного риска высокой лучевой нагрузки. Поэтому любое исследование следует проводить строго обоснованно, стараясь использовать протоколы сканирования с минимальной дозой излучения [11].

Качество изображения при КЛКТ

Оценка качества изображения зачастую основывается на субъективных критериях, таких как предельное разрешение и пороговая контрастность при распознаваемости отдельных деталей на изображении. Однако эти параметры сложно измерить, что не позволяет составить рейтинговую шкалу качества изображения различных сканеров. Для количественной оценки факторов, оказывающих основное влияние на качество изображения, таких как пространственное разрешение, однородность и отсутствие артефактов, контрастность и шумность, необходимы объективные измерения.

Пространственное разрешение используется для выражения степени пятнистости изображения и характеризует способность различать мелкие объекты в области, содержащей вещества с различной плотностью. Контрастное разрешение изображения – способность сканера показывать малые изменения контрастности (плотности) тканей больших объектов.

Шум определяется как нежелательные колебания в уровне сигнала. Он ухудшает качество изображения, маскируя колебания реального сигнала. Величину шума на изображении определяют как стандартное отклонение в оптической плотности объекта. Важно знать, что небольшие пиксели захватывают меньше рентгеновских фотонов и, как следствие, больше шумов, чем крупные пиксели. Поэтому слишком маленькое разрешение изображения может иметь худшее качество, чем большое разрешение.

Пространственное разрешение сканеров для КЛКТ в среднем составляет около 1,5–2,5 пар лин/мм, что ниже параметров стандартных Rn-методик, однако выше параметров обычной КТ [10]. Более высокое пространственное разрешение важно при исследовании костных структур, к которым относятся все элементы зубочелюстной системы. Существуют аппараты КЛКТ с размером вокселей от 0,08 мм, что теоретически должно позволять видеть на изображении периодонтальную щель. Аппараты обычной КТ имеют больший размер вокселей (около 0,4 мм), чем КЛКТ, и их пространственное разрешение в среднем составляет около 0,5–1,5 пар лин/мм. Появление мультиспиральных КТ позволило увеличить разрешение вокселей до 0,24 мм, однако многие структуры зубочелюстной системы не могут быть распознаны даже при таком разрешении [2, 9].

Существенным недостатком аппаратов КЛКТ наряду в высокой шумностью изображения является низкое контрастирование мягких тканей. Недостаточная жесткость рентгеновского луча при КЛКТ и избыток рассеянного излучения по сравнению с обычным КТ могут изменять значение плотности исследуемых объектов [22]. Поэтому измерение оптической плотности объектов в единицах Хаунсфилда не совсем корректно для изображений КЛКТ, особенно при небольшой зоне сканирования.

Артефакты при КЛКТ

Артефакты – это искажения или ошибки в изображении, которые не связаны с объектом исследования. Артефакты делятся в зависимости от причины на несколько групп. Как и при обычной КТ, артефакты в КЛКТ могут быть связаны с физическими процессами, с пациентом или с неисправностью сканера. Также КЛКТ имеет свои специфические артефакты, связанные с технологией получения изображения [8].

К артефактам, имеющим физическую основу, относятся повышение жесткости излучения при резком изменении плотности объектов исследования, артефакт частичного объема, возникающий в случае, если размер воксела превышает контрастное разрешение объекта сканирования. В эту группу также входят артефакт подвыборки и затухания фотонов. К артефактам, связанным с пациентом, относятся металлические включения и движения пациента во время исследования.

Технология конусного луча сама может вызывать артефакты на изображении, особенно в периферических отделах при большой зоне сканирования. Чем больше угол расхождения конусного луча, тем больше вероятность наличия артефактов. Также источником артефактов может быть рассеянное рентгеновское излучение, которого намного больше при КЛКТ в сравнении с обычной КТ [8].

На изображении артефакты проявляются в виде полосок, колец, впадин, ступенек, затрудняя распознавание исходной информации. Для устранения артефактов производители оборудования предлагают различные алгоритмы обработки полученной информации, использование фильтров, строгое соблюдение методики исследования с выбором соответствующего протокола сканирования, рекомендуется регулярная проверка и калибровка сканирующего оборудования [22, 24].

Использование КЛКТ в стоматологии

КЛКТ – сравнительно молодая методика обследования в стоматологии, поэтому показания к ее использованию и эффективность при решении различных диагностических задач находятся в процессе научно-клинического изучения. Исследователи сходятся во мнении, что все КЛКТ обследования должны быть индивидуально обоснованы, с подтверждением потенциальной выгоды для пациента, перевешивающей потенциальный риск. Каждое обследование должно давать новую информацию, способствующую качественной реабилитации пациента. КЛКТ нельзя проводить, пока полностью не собраны жалобы и анамнез заболевания и не проведено клиническое обследование. Также неприемлемо использование КЛКТ для скрининг-обследования [21].

Эффективность использования КЛКТ подтверждена при планировании им-

Таблица 4

Сканеры для проведения конусно-лучевой компьютерной томографии

Название сканера	Тип сканера	Производитель	Положение пациента	Размер воксела, мм	Зона сканирования (FOV), мм	Параметры рентгеновского излучения
3D Accuitomo 80	КЛКТ	J.Morita, Kyoto, Japan	Сидя	0,08; 0,125; 0,160	40×40; 60×60; 80×80	60–90 kV; 1–10 mA
3D Accuitomo 170	КЛКТ	J.Morita, Kyoto, Japan	Сидя	0,08; 0,125; 0,160; 0,250	40×40; 60×60; 80×80; 100×100; 100×50; 140×50; 140×100; 170×50; 170×120	60–90 kV; 1–10 mA
Veraviewepocs 3D F40 и R100	КЛКТ+ОПТГ+ТРГ	J.Morita, Kyoto, Japan	Стоя	0,125	40×40; 40×80; 80×80	60–90 kV; 1–10 mA
Veraviewepocs 3De	КЛКТ+ОПТГ+ТРГ	J.Morita, Kyoto, Japan	Стоя	0,125	40×40; 40×80	60–80 kV; 1–10 mA
Art 3D	КЛКТ+ОПТГ+ТРГ	Oy Ajat, Espoo, Finland	Стоя	н. д.	50×50	61–85 kV; 4–10 mA
Alphard серия	КЛКТ	Asahi Roentgen, Kyoto, Japan	Сидя	0,1; 0,2; 0,3; 0,33; 0,39	51×51; 102×102; 154×154; 169×119; 200×179	60–110 kV; 2–15 mA
Auge серия	КЛКТ+ОПТГ+ТРГ (в зависимости от модели)	Asahi Roentgen, Kyoto, Japan	Стоя	0,1; 0,155; 0,203	51×55; 79×80; 104×80	60–95 kV; 2–12 mA
Alioth серия	КЛКТ+ОПТГ+ТРГ (в зависимости от модели)	Asahi Roentgen, Kyoto, Japan	Стоя	0,1; 0,155	51×51; 79×71	60–110 kV; 1–12 mA
CB MercuRay	КЛКТ	Hitachi Medical Systems, Kyoto, Japan	Сидя	0,1–0,4	250×150; 250×300	60/80/100/120 kV; 10/15 mA
CB Throne	КЛКТ	Hitachi Medical Systems, Kyoto, Japan	Сидя	0,1–0,2	100×100	60/80/100/120 kV; 10/15 mA
Galileos Comfort	КЛКТ	Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim Germany	Стоя	0,15; 0,30	150×150×150	85kV; 5–7 mA
Galileos Compact	КЛКТ	Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim Germany	Стоя	0,3	150×150×120	85 kV; 5–7 mA
Orthophos XG 3D	КЛКТ+ОПТГ+ТРГ	Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim Germany	Стоя	0,1; 0,16	50×55; 80×80	60–90 kV; 3–16 mA
GX-CB 500 (на основе I-CAT)	КЛКТ	Gendex/Kavo Dental GmbH, Bieberach, Germany	Сидя	0,125; 0,2; 0,25; 0,3; 0,4	80×80; 140×80	120 kV; 3–7 mA
I-CAT Classic	КЛКТ	Imaging Sciences, Hatfield, Pennsylvania, USA	Сидя	0,2–0,4	160×130–220	120 kV; 3–7 mA
I-CAT Next Generation	КЛКТ (опция ОПТГ)	Imaging Sciences, Hatfield, Pennsylvania, USA	Сидя	0,125; 0,2; 0,25; 0,3; 0,4	40–130×160; 80×80; 170×230	120 kV; 3–7 mA
Illuma	КЛКТ	Imtec (3M), Ardmore, USA	Сидя	0,09; 0,2; 0,3; 0,4	180×140; 205×140; 164×180	120 kV; 1–3,8 mA
Kavo 3D Exam (на основе I-CAT)	КЛКТ (опция ОПТГ+ТРГ)	Gendex/Kavo Dental GmbH, Bieberach, Germany	Сидя	0,125; 0,2; 0,3; 0,4	80×80; 160×130; 230×170	90–120 kV; 3–8 mA
Kodak CS 9000 3D(C)	КЛКТ+ОПТГ (опция ТРГ)	Kodak Dental Systems, Carestream Health, Rochester, NY, USA	Стоя, сидя	0,075; 0,1; 0,2	50×37; 75×37	60–90 kV
Kodak CS 9300	КЛКТ+ОПТГ (опция ТРГ)	Kodak Dental Systems, Carestream Health, Rochester, NY, USA	Стоя, сидя	0,09–0,5	50×50; 80×80; 100×50; 100×100; 170×60; 170×110; 170×135	60–90 kV

Продолжение таблицы 4

Kodak 9500 LFOV/ MFOV	КЛКТ	Kodak Dental Systems, Carestream Health, Rochester, NY, USA	Стоя	0,2; 0,25; 0,3; 0,5; 1;0	модель LFOV 200×180; модель MFOV 150×90	60–90 kV
NewTom 3G	КЛКТ	Quantitative Radiology, Verona, Italy	Полулежа	0,16–0,42	100–200×200	110 kV; 1–15 mA
NewTom 5G	КЛКТ	Quantitative Radiology, Verona, Italy	Лежа	0,075; 0,1; 0,125; 0,15; 0,2; 0,25; 0,3	180×160; 150×120; 150×50; 120×80; 80×80; 60×60	110 kV; 1–20 mA
NewTom Vgi (есть в мобильной версии)	КЛКТ	Quantitative Radiology, Verona, Italy	Стоя, сидя	0,075; 0,1; 0,125; 0,15; 0,2; 0,25; 0,3	150×150; 150×120; 120×80; 80×80; 60×60	110 kV; 1–20 mA
OP3000	КЛКТ+ОПТГ+ТРГ	Instrumentarium Dental, Tuusula, Finland	Сидя	0,2	60×40; 60×80	н.д.
PaX-Duo 3D	КЛКТ+ОПТГ	Vatech, EWOO Technology Co, Ltd. Republic of Korea	Стоя	0,08; 0,2; 0,3; 0,4	120×85; 85×85; 85×50; 50×50	40–90 kV; 2–10 mA
PaX-Reve 3D /OS	КЛКТ+ОПТГ (опция ТРГ)	Vatech, EWOO Technology Co, Ltd. Republic of Korea	Стоя	0,08–0,25	50×50, 80×60, 120×80, 150×150, 150×190 (опция)	40–90 kV; 2–10 mA
PaX-Uni 3D	ОПТГ+ТРГ+КЛКТ	Vatech, EWOO Technology Co, Ltd. Republic of Korea	Стоя	0,08; 0,3	50×50, 80×50	40–90 kV; 2–10 mA
PaX-Zenith3D	КЛКТ+ОПТГ	Vatech, EWOO Technology Co, Ltd. Republic of Korea	Сидя	0,08–0,3	от 50×50 до 240×190	50–120 kV; 4–10 mA
Picasso Master 3D (S)	КЛКТ	Vatech, EWOO Technology Co, Ltd. Republic of Korea	Сидя	0,2; 0,3; 0,4 (0,164)	200×190, 200×150	40–90 kV; 2–10 mA
Picasso Pro	КЛКТ	Vatech, EWOO Technology Co, Ltd. Republic of Korea	Сидя	0,2–0,3	120×70	40–90 kV; 2–10 mA
Picasso Trio	КЛКТ+ОПТГ+ТРГ	Vatech, EWOO Technology Co, Ltd. Republic of Korea	Стоя	0,2–0,3	120×70	40–90 kV; 2–10 mA
PreXion 3D	КЛКТ	PreXion Inc, San Mateo,USA	Сидя	0,2	81×75	90 kV; 4 mA
Promax 3D (s)	КЛКТ+ОПТГ+ТРГ	Planmeca Oy, Helsinki, Finland	Стоя	0,1; 0,2; 0,4	40×50, 40×80, 50×80, 80×80, 144×105×130	50–84 kV, 1–16 mA
Promax3D Max	КЛКТ	Planmeca Oy, Helsinki, Finland	Стоя	0,1; 0,2; 0,4; 0,6	50×55, 100×55, 100×90, 130×55, 130×90, 100×130, 130×130, 130×160, 230×160, 230×260	50–96 kV, 1–12 mA
Scanora 3D	КЛКТ (опция ОПТГ+ТРГ)	Soredex, Tuusulu, Finland	Сидя	0,133; 0,2; 0,25; 0,3; 0,35	60×60, 75×100, 75×145, 135×145	60–85 kV, 1–8 mA
Cranex 3D	КЛКТ+ОПТГ+ТРГ	Soredex, Tuusulu, Finland	Стоя	0,2	61×41, 61×78	57–90 kV, 4–16 mA
Skyview	КЛКТ	MyRay, Cefla Dental Group, Imola, Italy	Лежа	0,17; 0,23; 0,33	150×150×150, 110×110×110, 70×70×70	90 kV, 10 mA
WhiteFox	КЛКТ	Acteon Group, Merignac, France	Стоя	0,1–0,5	60×60, 80×80, 120×80, 150×130, 200×170	105 kV, 6–10 mA

Примечание: КЛКТ – конусно-лучевая компьютерная томография, ОПТГ – ортопантомография, ТРГ – телерентгенография.

плантации, когда требуется измерение размеров костной ткани в различных участках [15]. Раньше такую возможность предоставляла только обычная КТ, однако, учитывая высокую лучевую нагрузку данного метода обследования, применение КЛКТ стало более обоснованным [1, 2]. В челюстно-лицевой хирургии ценную диагностическую информацию КЛКТ также дает при различных реконструктивных операциях на костях лицевого черепа, при травмах, опухолях, аномалиях и деформациях челюстно-лицевой области [5, 12]. Также данная методика обследования может быть показана при ретенции зубов, особенно третьих моляров нижней челюсти, что позволяет оценить их пространственное расположение в челюсти и взаимоотношение с нижнечелюстным каналом.

Открытым остается вопрос эффективности использования КЛКТ в ортодонтии. В некоторых случаях КЛКТ дает важную информацию, которая не может быть получена с применением стандартных методик рентгенологического обследования, особенно в случаях ретенции

зубов, расщелин губы и нёба, резорбции корней, планирования ортогнатической хирургии [3]. Использование КЛКТ в качестве стандартной методики обследования детей при планировании ортодонтического лечения неоправданно из-за высокой лучевой нагрузки, особенно при большой зоне сканирования.

Недостаточно точно определены критерии использования КЛКТ при диагностике заболеваний периодонта, кариеса и апикальных периодонтитов. Пока для этих целей наиболее эффективно применение стандартных методов рентгенологического обследования, которые дают точную информацию при невысокой лучевой нагрузке. В то же время объемная картина, получаемая при КЛКТ, имеет определенные преимущества и позволяет диагностировать периодонтальные карманы с вестибулярной и оральной поверхностей, резорбцию костной ткани в области фуркации корней, наружную и внутреннюю резорбцию корней, атипичное расположение корневых каналов, перфорации корней и некоторые другие особенности, которые могут быть не видны на обычных Rn-снимках [19].

Сканеры для КЛКТ

На сегодняшний день на рынке стоматологического оборудования представлено около 40 аппаратов для конусно-лучевой компьютерной томографии. В табл. 4 приведены данные по большинству аппаратов с основными техническими характеристиками и названием производителя. В Республике Беларусь врачи-стоматологи имеют возможность проводить обследование пациентов пока на трех аппаратах: GX-CB 500 (Gendex/Kavo Dental GmbH), Galileos (Sirona Dental Systems, GmbH), Skyview (MyRay, Cefla Dental Group). Все они размещены в Минске: первый установлен в Республиканской клинической стоматологической поликлинике, остальные – в коммерческих стоматологических центрах.

Появление технологии КЛКТ и ее внедрение позволило значительно повысить диагностические возможности рентгенологического обследования в стоматологии. Однако врачам-стоматологам необходимо ответственно подходить к назначению данной процедуры, учитывая все риски для пациентов. Любое сканирование следует проводить, выбирая наиболее щадящие с точки зрения лучевой нагрузки протоколы. При выборе сканеров для КЛКТ необходимо отдавать предпочтение аппаратам, которые предоставляют врачу возможность выбора зоны сканирования, разрешения, параметров напряжения и силы тока [18, 21].

Объем обследований пациентов будет увеличиваться и данная процедура станет более доступной. Производители будут активно развивать и совершенствовать технику для КЛКТ, что будет способствовать повышению качества изображений с одновременным снижением лучевой нагрузки.

ЛИТЕРАТУРА

1. *Al-Ekrish A.A., Ekram M.* // Dentomaxillofac. Radiol. – 2011. – Vol.40. – P.67–75.
2. *Fatemitabar S.A., Nikgoo A.* // Int. J. Oral Maxillofac. Implants. – 2010. – Vol.24, N3. – P.499–505.
3. *Gracco A., Lombardo L., Mancuso G.* et al. // Angle Orthodontist. – 2009. – Vol.79, N4. – P. 692–702.
4. *Hassan B., van der Stelt P., Sanderink G.* // Eur. J. Orthod. – 2009a. – Vol.31. – P. 129–134.
5. *Hintze H., Wiese M., Wenzel A.* // Dentomaxillofac. Radiol. – 2007. – Vol.36. – P.192–197.
6. International Commission on Radiological Protection (ICRP). Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 103 // Ann. ICRP. – 2008. – Vol.37. – P.2–4.
7. *Kalender W.A., Kyriakou Y.* //. Eur. Radiol. – 2007. – Vol.17. – P.2767–2779.
8. *Katsumata A., Hirukawa A., Noujeim M.* et al. // Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod. – 2006. – Vol.101. – P.652–657.
9. *Katsumata A., Hirukawa A., Okumura S.* et al. // Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod. – 2009. – Vol.107. – P.420–425.
10. *Kumar V., Ludlow J.B., Mol A., Cevidanes L.* //. Dentomaxillofac. Radiol. – 2007. – Vol.36. – P.263–269.
11. *Kwong J.C., Palomo J.M., Landers M.A.* et al. // Am. J. Orthod. Dentofacial. Orthop. – 2008. – Vol.133. – P.317–327.
12. *Lofthag-Hansen S., Gröndahl K., Ekestubbe A.* // Clin. Implant. Dent. Relat. Res. – 2009. – Vol.11. – P.246–255.
13. *Loubele M., Bogaerts R., Van Dijck E.* et al. // Eur. J. Radiol. – 2009. – Vol.71. – P.461–468.
14. *Ludlow J.B., Davies-Ludlow L.E., Brooks S.L.* et al. // Dentomaxillofac. Radiol. – 2006. – Vol.35. – P.219–226.
15. *Ludlow J.B., Laster W.S., See M.* et al. // Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod. – 2007. – Vol.103. – P.534–542.
16. *Ludlow J.B., Ivanovic M.* // Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod. – 2008. – Vol.106. – P.106–114.
17. *Peltonen L.I., Aarnisalo A.A., Kaser Y.* et al. //. Acta Radiol. – 2009. Vol.50. – P.543–548.
18. *Scarfe W.C., Farman A.G.* // Dent. Clin. North. Am. – 2008. – Vol.52. – P.707–730.
19. *Scarfe W.C., Farman A.G., Sukovic P.* // J. Can. Dent. Assoc. – 2006. – Vol.72. – P.75–80.
20. *Schulze D., Heiland M., Thurmann H., Adam G.* // Dentomaxillofac. Radiol. – 2004. Vol.33. – P.83–86.
21. SEDENTEXCT. Radiation Protection №172. Cone beam CT for dental and maxillofacial radiology. Evidence-based guidelines, 2012.

ООО «РАД-ЗАЩИТА»

КОМПЛЕКСНОЕ ПРОЕКТИРОВАНИЕ СТОМАТОЛОГИЧЕСКИХ И МЕДИЦИНСКИХ ЦЕНТРОВ, ЗУБОТЕХНИЧЕСКИХ ЛАБОРАТОРИЙ, ЛЕЧЕБНО-ПРОФИЛАКТИЧЕСКИХ УЧРЕЖДЕНИЙ, ОПЕРАЦИОННЫХ БЛОКОВ, РАДИАЦИОННЫХ МЕДИЦИНСКИХ ОБЪЕКТОВ, ПРОВЕДЕНИЕ ДОЗИМЕТРИЧЕСКИХ ИЗМЕРЕНИЙ ДЛЯ ВВОДА В ЭКСПЛУАТАЦИЮ РАДИАЦИОННЫХ ОБЪЕКТОВ СОБСТВЕННОЙ АККРЕДИТОВАННОЙ ДОЗИМЕТРИЧЕСКОЙ ЛАБОРАТОРИЕЙ

Адрес:
220019, г. Минск,
ул. Скрипникова, д. 1, пом. 14 Н.

Тел./факс: (8-017) 201-18-36, 201-18-32
Тел.: 201-18-40, 201-18-49
Velcom: (8-029) 653-09-64, МТС: (8-029) 877-50-05

Лицензия Департамента по ядерной и радиационной безопасности
«Министерства по чрезвычайным ситуациям Республики Беларусь» № 02300/236-4 действительна до 03.07.2017
Аттестат аккредитации № BY/112 02.1.1707 от 04.06.2012 действителен до 04.06.2017
Сертификат соответствия СТБ № BY/112 05.01.077 02165 действителен до 23.08.2013