

АНАЛИЗ ХАРАКТЕРИСТИК КТ-ИЗОБРАЖЕНИЙ В ГЕОМЕТРИИ КОНИЧЕСКОГО ПУЧКА НА УСКОРИТЕЛЕ TRUEBEAM И РЕНТГЕНОВСКОМ СИМУЛЯТОРЕ SIMULIX-HQ

В.Н. Васильев¹, А.Ю. Смыслов¹, С.С. Русецкий², А.А. Коконцев¹, А.В. Ивашин¹

¹ Российский научный центр рентгенорадиологии МЗ РФ, Москва

² ООО “Медскан”, Москва

На фантомах Catphan и CIRS 062M исследованы параметры КТ-изображений в геометрии конического пучка (СВСТ) на рентгеновской системе визуализации ускорителя TrueBeam и рентгеновском симуляторе Simulix-HQ с приставкой для КТ. Измерены локальная и интегральная однородность реконструируемого объекта, отношение контраст-шум, функция передачи модуляции МТФ, пространственное разрешение и значения рентгеновской плотности (КТ-единиц) в тест-объектах из референсных материалов. Получены зависимости относительной электронной плотности основных органов и тканей от рентгеновской плотности, выраженной в единицах Хаунсфилда.

Геометрические искажения на всех установках находились в пределах 0,25 мм. При реконструкции изображения на симуляторе наблюдалось систематическое завышение плотности в центре исследуемого объекта на 2 %. Функции передачи модуляции МТФ обеих установок при исследовании грудной клетки были близки между собой; пространственное разрешение этих приборов, определенное по уровню 50 % МТФ, составило около 0,35 пар линий/мм. При исследовании головы на ускорителе TrueBeam кривые МТФ были смещены в область более высоких частот, что приводило к возрастанию статистического шума.

Зависимость относительной электронной плотности органов и тканей фантома CIRS 062M от их рентгеновской плотности для симулятора Simulix-HQ показала значительные отклонения от референсных значений – до 500–800 HU. Отдельные сегменты кривой идут почти параллельно оси электронной плотности, что делает невозможным ее применение при расчете дозы, а КТ-данные симулятора – малопригодными для планирования лучевой терапии.

Аналогичная зависимость, полученная на ускорителе TrueBeam, существенно ближе к референсным данным. Отклонение калибровочных значений для воды составляет в среднем 2,5 %, отклонения для воздуха и компактной кости находятся в пределах 55–130 HU и могут быть скорректированы при расчете дозы. Это позволяет рассматривать рентгеновскую систему ускорителя TrueBeam как перспективную с точки зрения использования полученных КТ-данных для планирования адаптивного облучения.

Ключевые слова: КТ, конический пучок, относительная электронная плотность, функция передачи модуляции, отношение контраст-шум, единицы Хаунсфилда, планирование лучевой терапии

Введение

При проведении лучевой терапии с контролем по изображениям (IGRT) средством получения “золотого стандарта” качества визуализации пациента для верификации его положения перед подведением очередной фракции дозы является компьютерная томография в коническом пучке (Cone Beam Computer Tomography, СВСТ) с использованием рентгеновской трубки и киловольтного цифрового рентгеновского детектора, установленных на гантри ускорителя электронов. Наряду с первичной задачей коррекции положения мишени СВСТ предоставляет новые данные, отражающие текущее состояние опухоли в процессе курса лучевой терапии, что дает возможность адаптировать первоначальный план облучения к изменениям геометрии мишени и органов риска. Такая технология называется адаптированной лучевой терапией (Adaptive Radiation Therapy, ART) и позволяет минимизировать геометрические погрешности путем создания нового, модифицированного плана, учитывающего изменение геометрии органов и тканей пациента в процессе лечения.

Для описания тела пациента при создании такого модифицированного плана целесообразно использовать наиболее актуальные данные КТ, полученные на ускорителе в режиме СВСТ в процессе верификации положения мишени. Это позволяет минимизировать как дополнительную дозу облучения, получаемую пациентом при КТ, так и продолжительность подготовки модифицированного плана. Однако при использовании данных СВСТ для расчета распределения дозы возникают существенные проблемы, связанные с влиянием рассеянного рентгеновского излучения в широком пучке: ухудшение контраста, возникновение артефактов реконструкции изображений вблизи неоднородностей, искажение зависимости электронной плотности органов и тканей от рентгеновской плотности, выраженной в единицах Хаунсфилда (HU).

Пригодность использования данных СВСТ для планирования лучевой терапии была исследована в целом ряде работ на системах визуализации XVI (Elekta, Великобритания) [1–9] и OBI (Varian Medical Systems, США) [7, 10–20], в нескольких работах оцениваются также возможности рентгеновских симуляторов с приставкой для КТ [21–25]. В качестве референсных использовались данные КТ, получен-

ные на томографах с веерным пучком и применявшиеся ранее для планирования лучевой терапии, а рассчитанные на их основе распределения дозы в фантомах и пациентах использовались для сравнения доз с помощью гамма-анализа [26]. Результаты исследований показали, что отклонения рентгеновской плотности, выраженной в единицах HU, составляли до 200–300 HU в легких и до 700 HU и более в компактной кости [10, 12, 17]. Существенные, на уровне сотен HU, отклонения наблюдались также в плотности воздуха в полостях внутри объекта [1, 10]. Ошибка определения рентгеновской плотности существенно зависела от размера тела пациента (диаметра фантома) и, по оценкам работы [13], составляла 10–13 HU/см в зависимости от типа ткани.

Применение результатов СВСТ для расчета доз скорректированных планов облучения с использованием стандартной зависимости относительной электронной плотности органов и тканей от их рентгеновских плотностей может приводить к существенным ошибкам в значении планируемой дозы. Так, по результатам работы [5], средние погрешности дозы достигают 22 % при локализации мишени в голове, грудной клетке и тазе. В работе [1] отклонения значений дозы достигали 51 %, а гамма-критерию 3 %/3 мм удовлетворяли лишь 20–70 % точек в сравнении с референсными распределениями. Однако после коррекции по калибровочной зависимости электронной плотности от единиц Хаунсфилда, полученной специально для режима СВСТ, более 97 % точек совпадали с референсным распределением дозы.

В процессе проведения исследований были обнаружены важные факты, позволяющие минимизировать влияние рассеяния в теле пациента: обнаружено преимущество асимметричного пучка половинной ширины (half-fan) с реконструкцией по 360° перед симметричным пучком полной ширины (full-fan) с неполным вращением <360° [11]. Количественно подтверждена важность использования фильтра типа bowtie (“бабочка”) в рентгеновском пучке при проведении процедуры СВСТ [16, 17]. Исследовано влияние толщины тела пациента на калибровочную зависимость электронной плотности от HU [10] и показано, что использование режима half-fan при сканировании позволяет также улучшить стабильность результатов при изменении толщины исследуемого объекта.

Для внесения поправки в калибровочную кривую зависимости относительной электронной плотности от единиц Хаунсфилда был предложен ряд методов [2, 3] ручной или автоматической коррекции с использованием индивидуальных значений рентгеновской плотности для конкретного пациента или усредненных для группы пациентов, а также значений для различных тканеэквивалентных материалов в калибровочном фантоме. Вводились также поправки на вклад рассеянного излучения непосредственно в алгоритм реконструкции КТ изображений в коническом пучке на основе проекций. Использование указанных алгоритмов позволило снизить среднюю погрешность рентгеновской плотности органов и тканей до 50 HU, дополнительную погрешность расчета дозы – до уровня не более 3 % [2], а отклонение средней дозы по областям интереса – до уровня не более 1,1 % [11]. В работе [4] получено отклонение гистограмм доза–объем после внесения коррекции менее 1,5 %, а в работах [6, 8, 9, 15, 18, 20] – в пределах 1–2 %.

В целом ряде работ [3, 5, 14, 17, 19] продемонстрировано, что использование фантома Catphan для получения калибровочной кривой вносит ряд неточностей в связи с нетканеэквивалентностью используемых в нем материалов. Применение предварительной калибровки Catphan при расчете дозы несколько улучшает согласие полученных распределений с референсными, однако гамма-анализ с критерием 3 %/3 мм обеспечивает согласие лишь для 94–96 % точек [14]. Предпочтительным вариантом являются фантомы Gammex RMI 467 и CIRS 062M. Использование стехиометрической калибровки [13] позволяет уменьшить зависимость от размера тела пациента и ограничить разброс значений рентгеновской плотности в области компактной кости до 300–400 HU. Отклонение гистограмм доза–объем при этом обеспечивается в пределах 1 % по сравнению с референсными данными.

Несмотря на развитие альтернативных подходов, калибровка фантома на основе образцов тканеэквивалентных материалов остается распространенным способом получения зависимости относительной электронной плотности органов и тканей от рентгеновской плотности. Она обеспечивает хорошую стабильность и воспроизводимость результатов, возможность сравнения между из-

мерениями, выполненными в разное время и на разных аппаратах, простую реализацию в системах планирования лучевой терапии.

В настоящей работе проведено исследование режима СВСТ на киловольтной графической системе ускорителя TrueBeam*, являющейся дальнейшим развитием системы OBI, и рентгеновского симулятора Nucletron Simulix-HQ с возможностью режима КТ. Предварительно исследованы характеристики получаемых изображений: контраст, однородность и функция передачи модуляции. Измерены зависимости относительной электронной плотности тканеэквивалентных образцов от их рентгеновской плотности, оценены погрешности, вносимые в каждом случае в форму калибровочной кривой по сравнению с данными референсного КТ.

Материал и методы

Медицинский ускоритель TrueBeam версии 1.6 (Varian Medical Systems, США) использовался как источник получения КТ-данных в режиме СВСТ в пучке киловольтного рентгеновского излучения. На гантри ускорителя установлены рентгеновская трубка и цифровой рентгеновский детектор, основное назначение которых – верификация и коррекция положения пациента перед проведением очередного сеанса облучения. В качестве источника кВ-излучения используется рентгеновская трубка GS-1542 мощностью 2 кВт, с углом наклона анода 14° , размером фокусного пятна 0,4 и 1,0 мм и собственной фильтрацией выходного окна 2,7 мм Al. Рентгеновский пучок ограничивается до необходимого размера диафрагмой толщиной 3 мм Pb, которая формирует симметричное поле облучения в пределах угла 28° (режим full-fan) или асимметричное в пределах 14° (режим half-fan – с латеральным смещением центра детектора на 16 см). Рабочий интервал напряжений на трубке в режиме СВСТ составляет от 40 до 140 кВ; по умолчанию при исследовании головы используется напряжение 100 кВ, грудной клетки и таза – 125 кВ. К собственной фильтрации окна трубки добав-

* Далее, упоминая аппарат TrueBeam как источник данных СВСТ, мы имеем ввиду рентгеновскую кВ-систему визуализации этого ускорителя

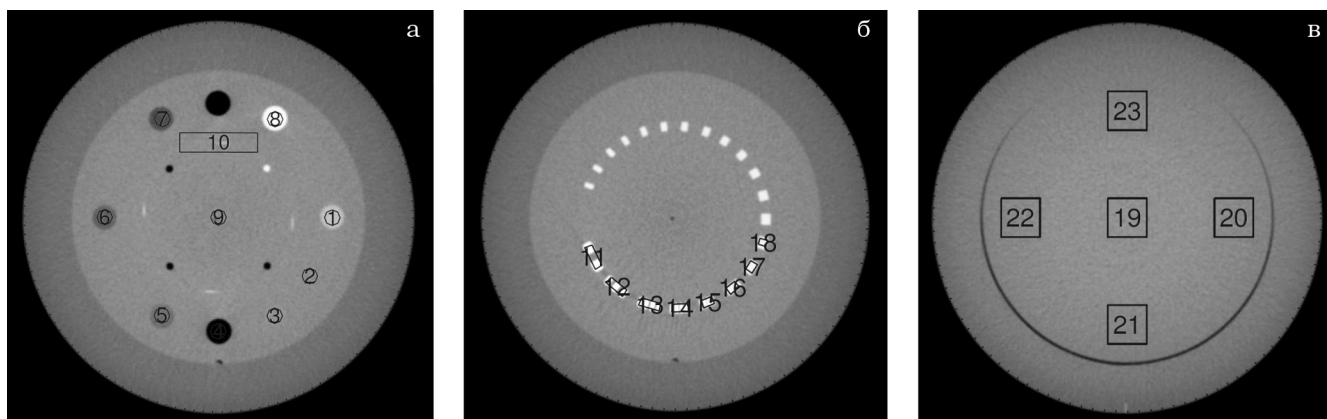


Рис. 1. КТ-данные для секций фантома Catphan: а – СТР404, б – СТР528, в – СТР486

лен титановый фильтр толщиной 0,89 мм и фильтр типа bowtie с неравномерной толщиной 1,52–27,42 мм Al. Для регистрации проекционных изображений используется цифровой рентгеновский детектор PaxScan 4030SB на основе аморфного кремния с разрешением 1024×768 пикселей и размером активной области 29,1×40,5 см.

Вторым источником данных СВСТ был рентгеновский симулятор Simulix-HQ (Nucletron B.V., Нидерланды) с КТ-приставкой, оснащенный рентгеновской трубкой с молибденовым анодом и воздушным охлаждением, имеющей фокусное пятно размером 0,4–0,8 мм и рабочее напряжение 40–150 кВ. Симулятор обеспечивал угол вращения гантри в пределах $\pm 165^\circ$ (при РИО более 100 см – $\pm 190^\circ$) с радиусом изоцентра 0,75 мм. Рабочий интервал экспозиции составлял 0,5–600 мАс, анодного тока – 0,5–20 мА. Регистрация изображений проводилась цифровым матричным детектором Perkin Elmer XRD 1640 AN.

Референсные данные КТ для сравнения с результатами СВСТ на указанных установках были получены на рентгеновском компьютерном томографе Somatom Definition AS (Siemens, Германия), используемом для планирования лучевой терапии. Как было исследовано ранее [27, 28], на параметры изображений этого томографа оказывает существенное влияние величина напряжения на рентгеновской трубке, протокол исследования и ядро свертки, используемое при реконструкции изображений. По причинам, аргументированным в работе [28], в качестве референсной калибровочной кривой была вы-

брана усредненная зависимость относительной электронной плотности от рентгеновской плотности для протокола RT_Thorax при напряжении 120 кВ [28]. Кривая была близка к соответствующим данным, установленным по умолчанию в системе планирования лучевой терапии Eclipse.

Для оценки качества получаемых КТ-изображений использовали фантом Catphan (The Phantom Laboratory, США) [29], представляющий собой пластиковый цилиндр диаметром 20 см, состоящий из трех секций. В секции СТР404 (рис. 1а) установлены несколько вставок с различным составом: воздух, акрил, полистирол, полиэтилен низкой плотности (LDPE), полиметилпентен (PMP), тефлон, а также маркеры разного типа для проверки правильности установки фантома и контроля геометрических параметров исследования. Как отмечено выше, рядом авторов секция СТР404 была также использована для получения калибровочной зависимости относительной электронной плотности от рентгеновской плотности встроенных тест-объектов, однако это приводило к существенным погрешностям электронной плотности тканей в связи с нетканеэквивалентностью этих тест-объектов. В нашей работе данная секция фантома была использована только для контроля стабильности отклика и геометрических искажений.

Секция СТР528 (рис. 1б) предназначена для измерения функции передачи модуляции (Modulation Transfer Function, MTF) и оценки пространственного разрешения прибора. В секции расположен 21 растр с разной пространственной частотой и шарик из карбида

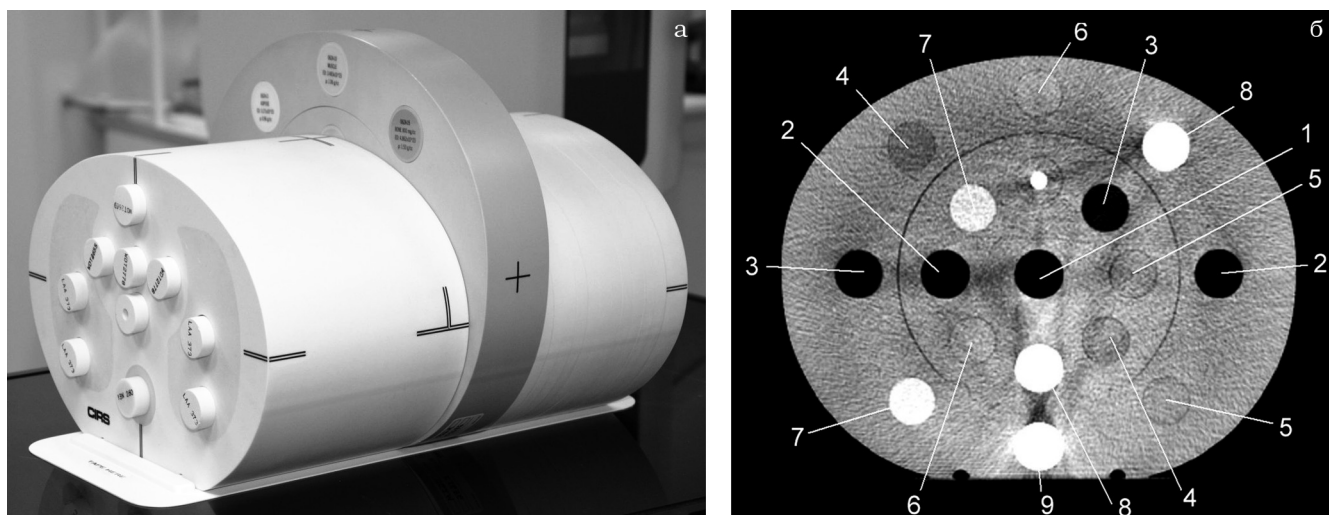


Рис. 2. а – схема измерений с фантомами CIRS 062M и 002LFC; б – скан фантома 062M на ускорителе TrueBeat. Вставки: 1 – воздух, 2 – легкое на вдохе, 3 – легкое на выдохе, 4 – жировая ткань, 5 – молочная железа, 6 – мышцы, 7 – кость 200 мг/см³, 8 – кость 800 мг/см³, 9 – кость 1250 мг/см³

вольфрама диаметром 0,28 мм, моделирующий импульсный источник сигнала. Дальнейшая математическая обработка полученных данных позволяла оценить MTF и пространственное разрешение томографа, рассчитанное по уровню MTF 50 %.

Секция СТР486 (рис. 1в) служила для оценки однородности реконструкции среза и была изготовлена из водозаменяемого материала с погрешностью рентгеновской плотности в пределах 2 % (20 HU). При обработке на срезе выделялись 5 квадратных областей интереса, в которых рассчитывались средние значения рентгеновской плотности и ее среднеквадратичные отклонения. Однородность реконструированного объекта рассчитывалась как для каждой из пяти областей интереса, так и для всего объекта по формуле:

$$IU = \frac{CT_{\max} - CT_{\min}}{CT_{\max} + CT_{\min}}, \quad (1)$$

где CT_{\max} и CT_{\min} – средние по рассматриваемым областям максимальные и минимальные значения рентгеновской плотности, HU.

Для измерения зависимости относительной электронной плотности органов и тканей от рентгеновской плотности, выраженной в единицах Хаунсфилда, был использован фантом модели 062M фирмы CIRS Inc. (США), представленный на рис. 2. Фантом в

виде эллиптического цилиндра с осями 33 и 27 см и высотой 5 см изготовлен из водозаменяемого материала Plastic Water LR и имеет 17 отверстий диаметром 3 см для размещения цилиндрических вставок. Внутреннюю цилиндрическую часть фантома диаметром 18 см можно вынимать и использовать отдельно для моделирования головы взрослого пациента или торса ребенка. При измерениях в коническом пучке для обеспечения полного накопления рассеянного излучения фантом 062M использовали в комбинации с двумя половинами эллиптического фантома CIRS 002LFC, моделирующего торс человека, как это показано на рис. 2а.

Полный список используемых тканезаменяемых образцов-вставок приведен в табл. 1. Кость в зависимости от минеральной нагрузки характеризовалась концентрацией гидроксиапатита кальция (НА): для трабекулярной кости это значение составляло 200 мг/см³, для плотной – 1250 мг/см³. Здесь и далее электронная плотность материалов указана по отношению к жидкой воде. Измерение рентгеновской плотности проводили с помощью программы RadiAnt DICOM Viewer (<http://www.radiantviewer.com>) с расчетом среднего значения и среднеквадратичного отклонения по областям интереса площадью 1,0–1,5 см², соответствующим каждой из вставок.

Таблица 1

Характеристики образцов тканеэквивалентных материалов фантома 062М

Вид моделируемой ткани	Физическая плотность, г/см ³	Относительная электронная плотность (к Н ₂ О)
Корпус объекта – Plastic Water LR	1,029	0,998
Легкое на вдохе	0,20	0,190
Легкое на выдохе	0,50	0,489
Жировая ткань	0,96	0,949
Молочная железа	0,99	0,976
Мышцы	1,06	1,043
Кость трабекулярная (200 мг/см ³ HA)	1,16	1,117
Кость плотная (800 мг/см ³ HA)	1,53	1,456
Кость плотная (1250 мг/см ³ HA)	1,82	1,695

Результаты и обсуждение

Оценка качества изображений с помощью фантома Catphan

Программа DoseLab 6.50 имеет специализированный модуль, предназначенный для анализа данных КТ, полученных при сканировании фантома Catphan. Сортировка и обработка срезов проводится автоматически, достаточно лишь указать каталог, содержащий обрабатываемые данные. Условия проведения измерений на различных установках приведены в табл. 2, наиболее существенные параметры тестовых изображений, полученные в результате обработки, – в табл. 3, а рентгеновская плотность тест-объектов фантома – в табл. 4.

Геометрические искажения при реконструкции объектов исследования на всех установках были невелики и не превышали 0,25 мм. Симулятор Simulix-HQ показал худшие результаты, однако и они являются вполне удовлетворительными в сравнении с реальным размером пиксела в полученных изображениях.

Наихудшие значения интегральной однородности были получены на симуляторе Simulix-HQ и ускорителе TrueBeam при исследовании головы. Отклонения рентгеновской плотности в этом случае достигали 4 %. Для остальных случаев однородность реконструкции приближалась к референсным значениям, полученным на КТ Somatom Definition AS. Близость оценок интегральной однородности и наихудшего локального значения по областям интереса во всех случаях, кроме симулятора

Simulix-HQ, свидетельствует о равномерности реконструкции изображения объекта. Это подтверждается и непосредственным анализом профилей плотности, полученной на каждой из установок. На симуляторе систематическое завышение плотности в центре объекта относительно периферийных областей составляло около 2 %.

Контраст и отношение контраст-шум оценивались по областям интереса 1 и 2 (пластик делрин и материал секции СТР486), соответствующим плотности 340 и 100 HU. Значения контраста близки между собой на всех установках, кроме Simulix-HQ, где оно несколько занижено. На оценку отношения контраст-шум существенное влияние оказывал уровень статистических флуктуаций рентгеновской плотности. В результате наилучшее соотношение достигнуто на томографе Somatom Definition AS при исследовании головы, а наихудшее – для той же локализации на ускорителе TrueBeam при использовании режима full-fan.

Поскольку, как отмечено выше, образцы материалов в секции СТР404 фантома Catphan не являются тканеэквивалентными, полученные в результате измерений величины плотности сравнивались лишь с их номинальными значениями (табл. 4). Для плотности, соответствующей воздуху, неопределенность не превышала 50 HU на всех установках за исключением симулятора Simulix-HQ, где она достигала 150 HU. В точке, соответствующей полистиролу и близкой по плотности к воде, наибольшее отклонение также получено на Simulix-HQ и TrueBeam при сканировании головы в режиме full-fan. Близость данной калибровочной точки к рентгеновской плотности

Таблица 2

Параметры получения изображений на КТ-сканерах

Установка	Напряжение, кВ	Угол вращения гантри, °	Протокол сканирования	Ядро свертки	Ток трубки, мА	Диаметр реконструкции, мм
Somatom Definition AS	120	360	RT_Thorax	B31f	97	285
	120	360	RT_Head	H31s	290	318
TrueBeam	125	360	Thorax half-fan	Ram-Lak	20	465
	100	360	Head half-fan	Ram-Lak	20	262
	100	200	Head full-fan	Ram-Lak	20	262
Simulix-HQ	120	360		Exxim	4	270

Таблица 3

Параметры КТ-изображений

Параметр \ Аппарат	Somatom Definition AS, RT_Thorax	Somatom Definition AS, RT_Head	Simulix-HQ	TrueBeam Thorax half-fan	TrueBeam Head half-fan	TrueBeam Head full-fan
Геометрические искажения, мм	0,11	0,08	0,23	0,14	0,12	0,18
Пространственное разрешение по 50 % MTF, пар линий/мм	0,39	0,34	0,36	0,37	0,47	0,66
Однородность по всему объему, %	98,4	99,3	95,9	98,2	97,3	96,3
Минимальная однородность по ROI, %	98,5	99,3	98,0	98,5	97,6	96,5
Контраст, %	10,31	11,95	8,58	10,67	10,52	10,36
Отношение контраст-шум CNR	8,67	26,33	7,96	11,24	7,20	4,40
Максимальное отклонение рентгеновской плотности, HU	59,1	89,1	206,40	32,61	43,12	49,91

Таблица 4

Рентгеновская плотность тест-объектов фантома Catphan по результатам измерений на различных КТ-сканерах

Материал	Плотность, г/см ³	HU	Аппарат, протокол					
			Somatom Definition AS, RT_Thorax	Somatom Definition AS, RT_Head	Simulix-HQ	TrueBeam Thorax	TrueBeam Head half-fan	TrueBeam Head full-fan
Воздух	0,00	-1000	-983,0	-1023,6	-850,3	-990,8	-967,2	-950,1
PMP	0,83	-200	-172,6	-218,7	-130,9	-183,1	-164,1	-151,6
LDPE	0,92	-100	-83,9	-114,6	-52,3	-93,3	-77,2	-63,0
Полистирол	1,05	-35	-29,2	-46,8	-3,3	-35,7	-22,4	-9,1
СТР404		100	103,2	104,8	93,1	96,8	108,4	127,5
Акрил	1,18	120	127,9	134,2	129,4	124,2	141,0	153,5
Делрин	1,41	340	354,0	403,0	319,1	359,6	376,5	396,7
Тефлон	2,16	990	930,9	1079,1	783,6	957,4	986,4	1023,1

мягких тканей позволяет сделать грубую оценку погрешности при расчете эффективной толщины ткани – 3 и 2,5 % соответственно. Наконец, в области высокой плотности (тефлон) наибольшее отклонение – более 200 HU – снова наблюдается у симулятора в отличие от остальных аппаратов, для которых оно составляет 30–90 HU.

Зависимость измеренных значений рентгеновской плотности от номинальных для всех исследованных аппаратов и режимов показана на рис. 3. Во всем диапазоне плотностей наибольшее отклонение наблюдается у симулятора Simulix-HQ, кривая которого существенно отличается от прочих результатов.

Функции передачи модуляции MTF, измеренные в фантоме Catphan, показаны на рис. 4. Большинство кривых близки друг к другу, а пространственное разрешение, оцененное по уровню 50 % MTF, составляло 0,3–0,4 пар линий/мм во всех случаях за исключением сканирования головы в режиме half-fan и особенно full-fan – в этих случаях оно достигало 0,47–0,66 пар линий/мм. С точки зрения планирования лучевой терапии это не дает существенных преимуществ (разрешение компьютерного томографа составляло 0,34–0,39 пар линий/мм), в то же время приводя к увеличению уровня высокочастотного статистического шума, что хорошо видно по изменению параметра CNR.

Результаты оценки качества КТ-изображений фантома Catphan на разных установках позволяют сделать вывод, что к референсным данным томографа Somatom Definition AS наиболее близка рентгеновская система визуализации ускорителя в режиме СВСТ при исследовании в режиме Thorax с пучком половинной ширины. В режиме исследования головы на этой же установке при пучке как полной, так и половинной ширины наблюдалось увеличение уровня статистического шума (что отражается и на форме MTF) и ухудшение отношения контраст-шум. Интегральная однородность реконструкции и точность оценки рентгеновской плотности тест-объектов при этом существенно не ухудшается. Результаты на симуляторе Simulix-HQ наиболее сильно отличаются от референсных данных, имеют завышение плотности в центре объекта исследования, пониженный контраст и максимальную погрешность оценки рентгеновской плотности как в воздухе, так и для плотных объектов (тефлон).

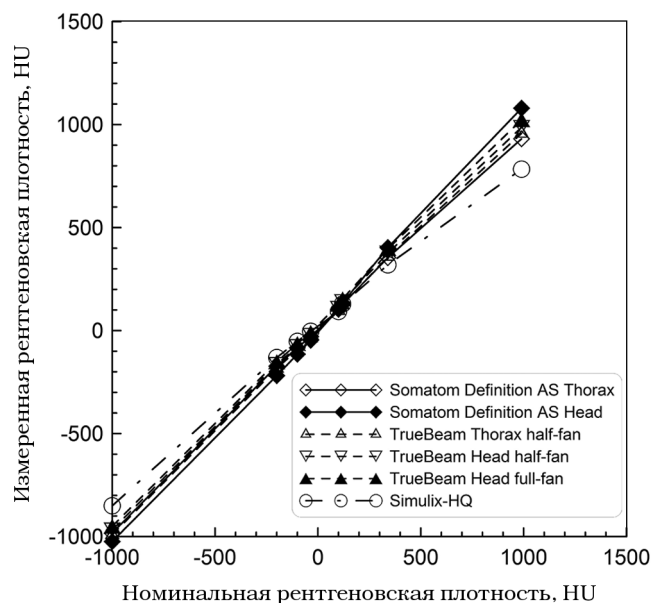


Рис. 3. Соотношение номинальной и измеренной рентгеновской плотности тест-объектов фантома Catphan

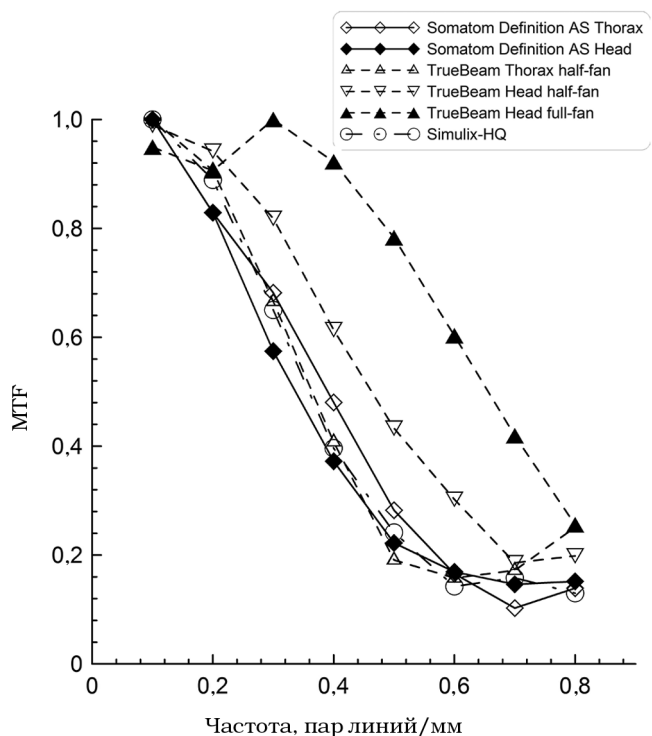


Рис. 4. Функция передачи модуляции, оцененная на основе измерений секции СТР528 фантома Catphan

Параметры тестовых изображений для фантома Catphan близки к данным, полученным в работе [7] для системы Varian OBI. В ра-

боте [18] отклонение параметров рентгеновской плотности тест-объектов фантома для системы Varian OBI не превышало 50 HU при режимах half-fan и full-fan, наши результаты на ускорителе TrueBeam достигают приблизительно такого же уровня совпадений или несколько лучше.

Для симулятора кривая MTF качественно близка к результатам работы [24], но несколько сдвинута в область высоких частот.

Оценка зависимости относительной электронной плотности от рентгеновской плотности органов и тканей

На реконструированных КТ-изображениях фантома CIRS 062M (рис. 26) были выделены области интереса внутри вставок, соответствующих различным органам, в пределах которых рассчитывалось среднее значение рентгеновской плотности, выраженной в единицах Хаунсфилда. Полученные зависимости относительной электронной плотности от рентгеновской плотности показаны на рис. 5 и в табл. 5. В качестве референсных данных приведена кривая для режима RT_Thorax, полученная на томографе Siemens Somatom Definition

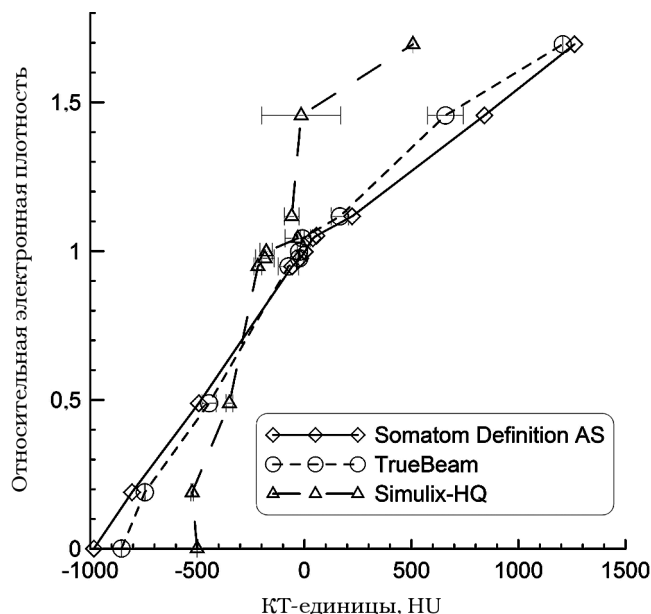


Рис. 5. Зависимость средних значений относительной электронной плотности органов и тканей от их рентгеновской плотности, выраженной в единицах Хаунсфилда (по измерениям на фантоме CIRS 062M)

Таблица 5

Рентгеновская плотность фантомных вставок при измерениях на различных системах визуализации, HU

Вставка	Somatom Definition AS	Область фантома	TrueBeam	Simulix-HQ
Воздух внутри объекта	-983	Внутренняя	-854	-485
		Внешняя	-	-
Легкое на вдохе	-805	Внутренняя	-748	-529
		Внешняя	-741	-518
Легкое на выдохе	-493	Внутренняя	-412	-334
		Внешняя	-477	-366
Жировая ткань	-57	Внутренняя	-26	-234
		Внешняя	-122	-199
Молочная железа	-20	Внутренняя	-42	-227
		Внешняя	-5	-141
Plastic Water LR	2	Внутренняя	-18	-207
		Внешняя	-32	-149
Мышцы	40	Внутренняя	-1,7	28
		Внешняя	-17	-89
Кость трабекулярная (200 мг/см ³ HA)	223	Внутренняя	126	-93
		Внешняя	205	-24
Кость плотная (800 мг/см ³ HA)	841	Внутренняя	742	-199
		Внешняя	576	184
Кость плотная (1250 мг/см ³ HA)	1262	Внутренняя	-	-
		Внешняя	1207	507

AS, используемом как источник КТ-данных при планировании лучевой терапии.

Влияние положения тест-объекта внутри реконструированного фантома оценивалось по разнице рентгеновской плотности во вставках одного и того же типа, расположенных во внешней и внутренней частях фантома 062M (табл. 5). Эта разница показана на рис. 5 в виде коридора ошибок, сама же кривая представляет средние значения.

Центральная ячейка фантома была оставлена пустой для контроля рентгеновской плотности воздуха внутри объекта при реконструкции изображений и оценки корректности учета воздушных полостей при планировании терапевтического облучения. Для системы визуализации ускорителя значение плотности воздуха было равно -852 HU. Для симулятора значение в этой точке было равно -485 HU. При этом плотность воздуха вне фантома в обоих случаях была близка к референсным значениям около -1000 . Рентгеновская плотность воды, определенная по материалу Plastic Water LR, составила от -32 до -18 HU для ускорителя и от -207 до -149 HU для симулятора, т.е. в последнем случае занижение плотности достигало $15-20$ %.

Как видно из графика на рис. 5 и табл. 5, значения рентгеновской плотности, измеренные на томографе Simulix-HQ, существенно отличаются от референсных. Разница достигает нескольких сотен единиц Хаунсфилда, что в целом согласуется с результатами работ [1, 5, 6, 10, 12, 17]. Калибровочная кривая симулятора содержит несколько сегментов, почти параллельных оси относительной электронной плотности, что может привести к существенной ошибке расчета значения этой плотности. Такая особенность делает КТ-данные, полученные на симуляторе, малопригодными для планирования лучевой терапии.

Совпадение полученной на кВ-системе TrueBeam кривой с референсными данными существенно лучше и имеет некоторое преимущество перед системой OBI [12, 14, 20]. При этом необходимо отметить, что при проведении измерений на ускорителе TrueBeam нами был использован весь опыт, накопленный в указанных выше работах, по снижению влияния рассеянного излучения и улучшению качества изображений.

Заключение

Исследованы параметры КТ-изображений, полученных в режиме СВСТ на рентгеновской системе визуализации ускорителя TrueBeam и рентгеновском симуляторе Simulix-HQ для фантомов Catphan и CIRS 062M. Измерена локальная и интегральная однородность реконструируемого объекта, отношение контраст-шум, функция передачи модуляции MTF, пространственное разрешение и значения рентгеновской плотности (КТ-единиц) в тест-объектах из референсных материалов. Получена зависимость относительной электронной плотности основных органов и тканей от рентгеновской плотности, выраженной в единицах Хаунсфилда.

Геометрические искажения находятся в пределах $0,25$ мм и вполне приемлемы. Однородность реконструкции на ускорителе TrueBeam при исследовании грудной клетки близка к соответствующему параметру томографа Somatom Definition AS и несколько хуже при исследовании головы. На рентгеновском симуляторе Simulix-HQ неоднородность реконструкции максимальна, плотность объекта имеет систематическое завышение в его центре на 2 % относительно периферийных областей.

Функции передачи модуляции MTF для референсного томографа, симулятора и ускорителя при исследовании грудной клетки также близки между собой; пространственное разрешение этих приборов, определенное по уровню 50 % MTF, составило около $0,35$ пар линий/мм. При исследовании головы кривые MTF сдвинуты в область более высоких частот, что приводит к низким значениям отношения контраст-шум, особенно в режиме full-fan.

Отклонение измеренной рентгеновской плотности тест-объектов фантома Catphan от референсных значений также максимально для симулятора и превышает 200 HU, для остальных устройств оно находится в пределах $30-90$ HU.

Недостатки КТ-данных симулятора Simulix-HQ наиболее проявляются при анализе зависимости относительной электронной плотности органов и тканей фантома CIRS 062M от их рентгеновской плотности, выраженной в единицах Хаунсфилда. Отклонения от референсных значений достигают $500-800$ HU, отдельные сегменты кривой идут почти параллельно оси электронной плотности, что делает

невозможным ее применение для коррекции плотности при расчете дозы. По этой причине КТ-данные симулятора мало пригодны для планирования лучевой терапии.

Соответствующая зависимость, полученная на ускорителе TrueBeam, существенно ближе к референсным данным томографа Somatom Definition AS. Отклонение калибровочных значений для воды составляет в среднем 2,5 %, отклонения для воздуха и компактной кости находятся в пределах 55–130 HU и могут быть компенсированы использованием соответствующей калибровочной кривой при расчете дозы. Это позволяет рассматривать рентгеновскую систему ускорителя TrueBeam как перспективную с точки зрения использования полученных КТ-данных для планирования терапевтического облучения.

Список литературы

1. Boggula R., Lorenz F., Abo-Madyan Y. et al. A new strategy for online adaptive prostate radiotherapy based on cone-beam CT // *Z. Med. Phys.* 2009. Vol. 19. № 4. P. 264–276.
2. Poludniowski G.G., Evans P.M., Webb S. Cone beam computed tomography number errors and consequences for radiotherapy planning: An investigation of correction methods // *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 2012. Vol. 84, № 1. P. e109–e114.
3. Fotina I., Hopfgartner J., Stock M. et al. Feasibility of CBCT-based dose calculation: Comparative analysis of HU adjustment techniques // *Radiother. Oncol.* 2012. Vol. 104. № 2. P. 249–256.
4. Dunlop A., McQuaid D., Nill S. et al. Comparison of CT number calibration techniques for CBCT based dose calculation // *Strahlenther. Onkol.* 2015. Vol. 191. № 12. P. 970–978.
5. Richter A., Hu Q., Steglich D. et al. Investigation of the usability of conebeam CT data sets for dose calculation // *Radiat. Oncol.* 2008. Vol. 3. P. 42.
6. Hu W., Ye J., Wang J. et al. Use of kilovoltage X-ray volume imaging in patient dose calculation for head-and-neck and partial brain radiation therapy // *Radiat. Oncol.* 2010. Vol. 5. P. 29.
7. Gardner S.J., Studenski M.T., Giaddui T. et al. Investigation into image quality and dose for different patient geometries with multiple cone-beam CT systems // *Med. Phys.* 2014. Vol. 41. № 3. P. 031908-1-11.
8. Ping HS, Kandaiya S. The influence of the patient size and geometry on cone beam-computed tomography Hounsfield unit // *J. Med. Phys.* 2012. Vol. 37. № 3. P. 155–158.
9. Лисовская А.О., Логинова А.А., Нечеснюк А.В. Оценка точности расчета дозы на основе КТ с коническим пучком в области легких // *Мед. физика.* 2017. № 1(73). С. 38–42.
10. Seet K.Y.T., Barghi A., Yartsev S., Van Dyk J. The effects of field-of-view and patient size on CT numbers from cone-beam computed tomography // *Phys. Med. Biol.* 2009. Vol. 54. № 20. P. 6251–6262.
11. Kowatsch M., Winkler P., Zurl B. et al. Untersuchung von Bildqualitaet und Genauigkeit der Dosisberechnung bei cone-beam-CT-Aufnahmen mit reduziertem Projektionsdatensatz (half scan, half fan) im Hinblick auf die Verwendbarkeit fuer die adaptive Bestrahlungsplanung // *Z. Med. Phys.* 2011. Bd. 21. № 1. S. 11–18.
12. Ma C., Cao J., Yin Y., Zhu J. Radiotherapy dose calculation on KV cone-beam CT image for lung tumor using the CIRS calibration // *Thoracic Cancer.* 2014. Vol. 5. № 1. P. 68–73.
13. Elstruim U.V., Olsen S.R.K., Muren L.P. et al. The impact of CBCT reconstruction and calibration for radiotherapy planning in the head and neck region – a phantom study // *Acta Oncologica.* 2014. Vol. 53. № 8. P. 1114–1124.
14. Rafic M., Ravindran P. Evaluation of on-board imager cone beam CT Hounsfield units for treatment planning using rigid image registration // *J. Cancer Res. Ther.* 2015. Vol. 11. № 4. P. 690–696.
15. Chen S., Le Q., Mutaf Y. et al. Feasibility of CBCT-based dose with a patient-specific stepwise HU-to-density curve to determine time of replanning // *J. Appl. Clin. Med. Phys.* 2017. Vol. 18. № 5. P. 64–69.
16. Yoo S., Yin F.-F. Dosimetric feasibility of cone-beam CT-based treatment planning // *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 2006. Vol. 66, № 5. P. 1553–1561.
17. Hatton J., McCurdy B., Greer P.B. Cone beam computerized tomography: the effect of calibration of the Hounsfield unit number to electron density on dose calculation accuracy for adaptive radiation therapy // *Phys. Med. Biol.* 2009. Vol. 54. № 15. P. N329–N346.
18. Yang Y., Schreiber E., Li T. et al. Evaluation of on-board kV cone beam CT (CBCT)-based dose calculation // *Phys. Med. Biol.* 2007. Vol. 52. P. 685–705.

19. Guan H., Dong H. Dose calculation accuracy using cone-beam CT (CBCT) for pelvic adaptive radiotherapy // *Phys. Med. Biol.* 2009. Vol. 54. P. 6239–6250.
20. Rong Y., Smilowitz J., Tewatia D. et al. Dose calculation on kV cone beam CT images: an investigation of the HU-density conversion stability and dose accuracy using the site-specific calibration // *Med. Dosimetry.* 2010. Vol. 35, № 3, P. 195–207.
21. Chapman A., Butson M., Quach K. et al. Verification of CT number to density conversion for a simulator-CT attachment // *Australas. Phys. & Eng. Sci. in Med.* 2002. Vol. 25, № 2. P. 78–80.
22. Dorthe M., Cossmann P.H. CT treatment planning based on a simulator CT-option: comparison between calculation and measurements using TLDs in a humanoid phantom // *Z. Med. Phys.* 2002. Vol. 12. P. 238–245.
23. Chu J.C.H., Ni B., Kriz R., Saxena V.A. Applications of simulator computed tomography number for photon dose calculations during radiotherapy treatment planning // *Radiother. Oncol.* 2000. Vol. 55. P. 65–73.
24. Verellen D., Vinh-Hung V., Bijdekerke P. et al. Characteristics and clinical application of a treatment simulator with CT-option // *Radiother. Oncol.* 1999. Vol. 50. P. 355–366.
25. Skrzynski W., Zielinska-Dabrowska S., Wachowicz M. et al. Computed tomography as a source of electron density information for radiation treatment planning // *Strahlenther. Onkol.* 2010. Vol. 186. № 6. P. 327–333.
26. Low D.A., Harms W.B., Mutic S., Purdy J.A. A technique for the quantitative evaluation of dose distributions // *Med. Phys.* 1998. Vol. 25. № 5. P. 656–661.
27. Васильев В.Н., Коконцев А.А., Смыслов А.Ю., Бойкова М.Д. Погрешность калибровки электронной плотности для компьютерного томографа Somatom Definition AS // VI Троицкая конференция “Медицинская физика и инновации в медицине” (ТКМФ-6). Сборник трудов конференции. Троицк–Москва, 2014, С. 580–582.
28. Смыслов А.Ю., Русецкий С.С., Васильев В.Н., Коконцев А.А. Влияние погрешности калибровки электронной плотности на расчет дозы при планировании лучевой терапии // *Мед. физика.* 2017, № 2(74). С. 17–28.
29. Catphan 500 and 600 manual. The Phantom Laboratory, 2006.

THE CHARACTERISTICS OF CT-IMAGES IN THE GEOMETRY OF CONE BEAM MEASURED WITH TRUEBEAM MEDICAL ACCELERATOR AND SIMULIX-HQ X-RAY SIMULATOR

V.N. Vasiliev¹, A.Yu. Smyslov¹, S.S. Rusetskiy², A.A. Kokontsev¹, A.V.Ivashin¹

¹ Russian Scientific Center of Roentgenology & Radiology, Moscow, Russia

² Medscan Ltd, Moscow, Russia

Parameters of CBCT images obtained with a kilovoltage visualization system of the TrueBeam medical accelerator and the Simulix-HQ X-ray simulator with CT option were investigated. The local and overall uniformity of a reconstructed object, contrast to noise ratio, modulation transfer function (MTF), spatial resolution and CT numbers of some reference materials were measured with the Catphan phantom. The relative electron density of organ and tissue substitutes vs. Hounsfield units was estimated with the CIRS 062M calibration phantom.

The geometric distortion was less than 0.25 mm for all devices. The Simulix-HQ data have demonstrated worse overall uniformity and overestimated CT numbers at the center of the reconstructed object about 2 %. Modulation transfer functions of both devices were close each other for thorax examinations, the spatial resolution was about 0.35 lp/mm. The MTFs for head examinations were slightly shifted to high frequency region and resulted in some increase of the statistical noise.

The Simulix-HQ dependence of relative electron density vs. CT numbers demonstrated a significant disagreement with reference values, up to 500–800 HU. Some segments of the curve were almost parallel to the electron density axis that made difficult to correct determination of the electron density values. As the result, the Simulix-HQ CBCT data was not appropriate as a base for dose calculation. On the other hand, respective TrueBeam dependence was significantly closer to the reference data. Water CT number difference was about 2.5 %, air and compact bone differences were within 55–130 HU and can be corrected for dose calculation.

Key words: CT, cone beam, relative electron density, modulation transfer function, contrast to noise ratio, Hounsfield units, planning of radiotherapy

E-mail: vnvasil57@gmail.com