

ВЛИЯНИЕ ПОГРЕШНОСТИ КАЛИБРОВКИ ЭЛЕКТРОННОЙ ПЛОТНОСТИ НА РАСЧЕТ ДОЗЫ ПРИ ПЛАНИРОВАНИИ ЛУЧЕВОЙ ТЕРАПИИ

А.Ю. Смыслов, С.С. Русецкий, В.Н. Васильев, А.А. Коконцев
Российский научный центр рентгенорадиологии Минздрава РФ, Москва

Исследована зависимость относительной электронной плотности (ОЭП) тканей от результатов КТ, выраженных в единицах Хаунсфилда и полученных на томографе Siemens Somatom Definition AS для протоколов, применяемых при планировании лучевой терапии. Оценено влияние протокола и ядра свертки, используемого при реконструкции изображений, возраста пациента, толщины среза, напряжения на рентгеновской трубке и дополнительного рассеивателя, установленного вблизи зоны сканирования. Исследован уровень статистического шума для разных ядер свертки и влияние неточности калибровочной кривой на точность расчета дозы. Неопределенность реконструированной плотности тканей в зависимости от положения внутри зоны сканирования не превышала 4–15 HU для большинства материалов и лишь для плотной кости достигала 10–20 HU. Статистический разброс значений HU в пределах областей интереса (среднеквадратичное отклонение) для большинства протоколов и тканей составлял 10–20 HU, однако при использовании ядер N60s и B70f возрастал до 30–40 и 100–170 HU. Максимальный разброс КТ-единиц в плотной кости для исследованных протоколов и ядер свертки составлял 240 HU, а для ОЭП – 8 %, что дает дополнительную погрешность рассчитанной поглощенной дозы 1 %. Максимальная разница между результатами, полученными при напряжениях 120 и 140 кВ для плотной кости, составила около 110 HU или 4% в пересчете на ОЭП.

Ключевые слова: лучевая терапия, дозиметрическое планирование, электронная плотность тканей, погрешности калибровки

Введение

В современных системах планирования лучевой терапии основой для физического описания модели тела пациента являются результаты компьютерной томографии (КТ). Этот подход, впервые предложенный и обоснованный в работе [1], позволяет с достаточно высокой точностью определять координаты и физические параметры гетерогенных структур человеческого организма. Полученные данные КТ, однако, не могут быть использованы для расчетов дозы непосредственно. В области терапевтических энергий фотонов доминирует эффект комптоновского рассеяния, а параметром среды, приблизительно пропорциональ-

ным сечению этого эффекта, является электронная плотность органов и тканей пациента. В то же время, при проведении КТ-исследований реконструируется масштабированный соответствующим образом линейный коэффициент ослабления фотонов в данной ткани, выражаемый в единицах Хаунсфилда (HU):

$$HU = 1000(\mu_T - \mu_w) / \mu_w, \quad (1)$$

где μ_T и μ_w – взвешенные по спектру рентгеновского излучения линейные коэффициенты ослабления исследуемой ткани и воды соответственно. Данные для каждого среза сохраняются в виде матрицы КТ-единиц каждого из элементов объема (вокселов) в файле в формате DICOM 3.0 [2]; по полному набору срезов можно реконструи-

ровать трехмерные распределения. Как следует из формулы (1), нулевое значение соответствует воде, а значение (-1000) – вакууму. В ряде работ утверждается, что значение -1000 соответствует воздуху, но очевидно, что для воздуха эта оценка верна лишь приблизительно.

В англоязычной литературе рассматриваемый параметр имеет название CT number, в русскоязычных публикациях используется термин “КТ-единицы” [17] или аббревиатура HU – по единицам измерения (Hounsfield units).

Переход в описании среды от КТ-единиц к электронной плотности (ЭП) является важным этапом планирования лучевого лечения, а погрешности такого перехода вносят соответствующий вклад в суммарную погрешность расчета дозы в теле пациента. Уже в пионерской работе [1] авторы получили такую калибровочную кривую для томографа ЕМ1 и использовали ее для расчета дозы с помощью доступных на тот момент алгоритмов. Калибровка была проведена по набору не-тканеэквивалентных тест-объектов с известной ЭП.

Были исследованы калибровочные кривые зависимости величины ЭП тканей от значения КТ-единиц для томографов разного типа и при различных режимах их работы [3-7]. Было показано, что калибровочная кривая зависит и от модели сканера, и от условий измерения, особенно, в области костной ткани разной плотности.

В ряде работ оценены погрешности, вносимые неточностями калибровочной кривой в расчет поглощенной дозы, однако полученные оценки несколько противоречивы. В работе [4] на основе калибровочных кривых для десяти томографов сделана попытка нахождения единой универсальной кривой. По оценкам авторов, погрешность определения ЭП 8 % в области кортикальной кости приводит к дополнительной погрешности 1 % в значении дозы, однако авторы использовали устаревшие алгоритмы расчета дозы – формулу Бато и ETAR. В работе [6] разброс дозы в зависимости от модели томографа и режимов сканирования составил 2 % при расчете в антропоморфном фантоме Rando для фотонных пучков 6 и 18 МВ. В работе [7] при расчете в фантоме CIRS 002LFC получено систематическое отклонение дозы $-2,1\%$ при прохождении пучка через позвоночник и $-1,9 \pm 3,2\%$ при прохождении его через легкие в зависимости от конкретной геометрии облучения. Еще большие неопределенности дозы получены в работе [12] – до 6 % в

пучке электронов 18 МэВ и до 3 % в пучке фотонов 18 МВ.

Для минимизации погрешности калибровки (пересчета КТ-единиц в ЭП) предложены два основных подхода. В работах [8, 10] реализована и верифицирована стехиометрическая калибровка с использованием информации об элементном составе как органов и тканей, так и калибровочных тест-объектов (не обязательно тканеэквивалентных), параметризация их зависимости от атомного номера и выполнение калибровки на основе этих тест-объектов с последующей математической обработкой. В математической модели этих авторов учтены вклады фотоэффекта, комптоновского (некогерентного) и рэлеевского (когерентного) рассеяния. Авторы показали, что стехиометрическая калибровка является наиболее точной, а обусловленная ее применением средняя погрешность дозы составляет 0,5 %. Калибровка по тканеэквивалентным пластикам приводит к средней неопределенности дозы 1,2 %, а по не-тканеэквивалентным пластикам (плексиглас, майлар) – 2,5 %.

Второй подход – использование двухэнергетической КТ, проводимой при двух разных напряжениях на рентгеновской трубке [11]. Последующая математическая обработка двух наборов данных позволяет выделить влияние комптоновского рассеяния и получить значения ЭП в различных тканях. Средняя погрешность реконструкции ЭП составляет 1,8 % [12], что позволяет ограничить вносимую неточностями калибровки дополнительную погрешность расчета дозы значением 1 %. Комбинация стехиометрической калибровки и двухэнергетической КТ, реализованная в работе [13], позволяет снизить погрешность определения ЭП до 0,3 %.

Несмотря на развитие указанных методов, калибровка на основе тканеэквивалентных тест-объектов остается компромиссным вариантом, обеспечивающим приемлемую точность при простоте реализации. Свободно распространяемое программное обеспечение для реализации стехиометрической калибровки отсутствует, а двухэнергетическая – требует специальной аппаратуры с двумя источниками и детекторами (в [11] был использован томограф Siemens Somatom Definition Flash).

В настоящей работе исследовано влияние различных факторов проведения КТ-исследований на форму зависимости относительной ЭП (ОЭП) от КТ-единиц. Оценена погрешность

Таблица 1

Протоколы для лучевой терапии (RT), в скобках – теги DICOM 3.0

Возраст	Протокол (0018,1030)	Ядро свертки (0018,1210)	Толщина среза, мм (0018, 0050)
Взрослые	RT_Abdomen	B30f	2; 5
	RT_Thorax	B31f	2; 5
	RT_Thorax	B70f	2; 5
	RT_Pelvis	B31f	2
	RT_Head	H31s	2
	RT_Head	H60s	2
Дети	RT_Abdomen	B30f	2
	RT_Thorax	B30f	2
	RT_Thorax	B60f	2
	RT_Pelvis	B31f	2
	RT_Head	H31s	2
	RT_Head	H61s	2

определения ЭП при различных условиях калибровки, связанная с ней погрешность расчета дозы в теле пациента, а также разброс значений плотности реконструируемого объекта в пределах зоны реконструкции. Изучено влияние протоколов проведения КТ-исследований (с учетом возраста пациента), ядер свертки, используемых при реконструкции изображений, напряжения на рентгеновской трубке томографа, толщины среза реконструкции, дополнительных рассеивающих объектов, расположенных вблизи исследуемой области. Погрешность расчета дозы определялась как в сравнении с результатами измерений, так и между результатами расчетов, полученными с использованием различных калибровочных кривых. По результатам анализа предложены практические рекомендации по настройке калибровочной кривой в системах планирования лучевой терапии. Предварительные данные были доложены на конференции [15].

Материал и методы

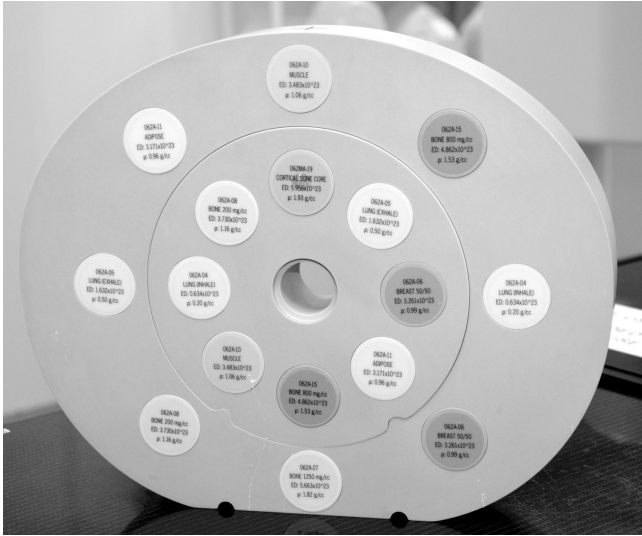
КТ-исследования выполнены на РКТ Somatom Definition AS (Siemens, Германия) с использованием специализированных протоколов, имеющих префикс RT_ и предназначенных для планирования лучевой терапии (табл. 1). Параметры протоколов различались в зависимости от возраста пациента (взрослые или дети) и области облучения. На качество изображений существенно влияли используемые при реконструкции ядра свертки (тег (0018,1210) в формате DICOM 3.0), привязанные к протоко-

лам исследования. Толщина реконструированного среза и напряжение на трубке составляли 2 мм и 120 кВ соответственно, в ряде случаев исследования повторялись при толщине 5 мм и напряжении 140 кВ для оценки влияния этих параметров на характеристики изображения.

В качестве тест-объекта использовали фантом модели 062M фирмы CIRS (США) (рис. 1а). Фантом в виде эллиптического цилиндра с осями 33 и 27 см и толщиной 5 см, изготовленный из водно-эквивалентного материала Plastic Water LR, имел 17 отверстий диаметром 3 см для размещения цилиндрических вставок, эквивалентных по плотности различным органам и тканям (рис. 2). Внутреннюю часть фантома диаметром 18 см можно вынимать и использовать отдельно для моделирования головы взрослого пациента или торса ребенка.

Список используемых тканеэквивалентных образцов приведен в табл. 2. Кости характеризовались концентрацией гидроксиапатита кальция (НА): для трабекулярной кости это значение составляло 200 мг/см^3 , для кортикальной – 1250 мг/см^3 . Здесь и далее ЭП материалов указана по отношению к жидкой воде.

Обработку результатов проводили с помощью программы RadiAnt DICOM Viewer (<http://www.radiantviewer.com>). На нескольких срезах внутри каждого образца выделяли область интереса площадью $1,0\text{--}1,5 \text{ см}^2$, по которой рассчитывали среднее значение КТ-единиц и его среднеквадратичное отклонение (рис. 2). Далее для каждого протокола был построен график зависимости ОЭП от КТ-единиц (рис. 3).



а



б

Рис. 1. Фантомы CIRS, использованные для калибровки электронной плотности и расчета дозы: а – модель 062M; б – эллиптический фантом модели 002LFC

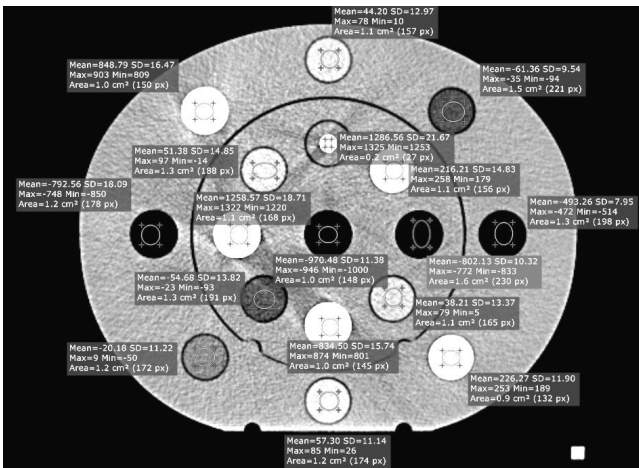


Рис. 2. Анализ плотности тест-объектов в программе RadiAnt DICOM Viewer

Полученные в результате анализа калибровочные зависимости ЭП органов и тканей от КТ-единиц были введены в систему планирования Eclipse версии 10.0.34 для оценки их влияния на результат расчета дозы; кроме того, для последующего анализа применялась калибровочная кривая, используемая в системе по умолчанию. Расчет плана облучения проводился для эллиптического IMRT-фантома CIRS модели 002LFC (рис. 1б), содержащего модель легких и позвоночника, а также адаптерные вставки для размещения внутри фантома ионизационных камер разного типа. При расчете дозы и последующем облучении фантома четыре поля размером 10×10 см были направлены на изоцентр, в котором также находилась

Таблица 2

Свойства образцов тканезквивалентных материалов фантома 062M

Вид моделируемой ткани	Физическая плотность, г/см ³	Относительная электронная плотность (к Н ₂ O)
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
Печень	1,07	1,052
Кость трабекулярная (200 мг/см ³ HA)	1,16	1,117
Кость кортикальная (800 мг/см ³ HA)	1,53	1,456
Кость кортикальная (1250 мг/см ³ HA)	1,82	1,695

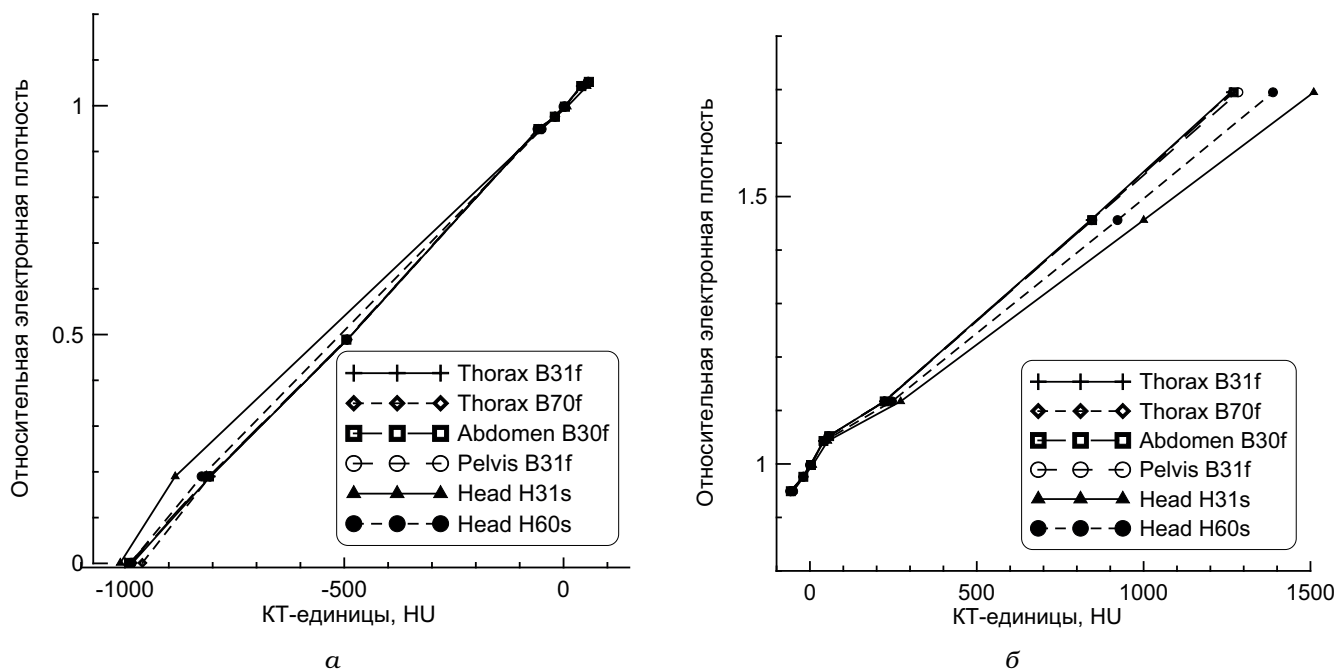


Рис. 3. Зависимость относительной электронной плотности от HU для взрослых пациентов: а – сегмент мягких тканей; б – сегмент костной ткани

ионизационная камера PTW 31010 для непосредственного измерения дозы. Верхний пучок проходил только через водноэквивалентную среду, два боковых – через легкие, а нижний – через позвоночник диаметром 40 мм (рис. 7).

Облучение фантома с установленной в изоцентре ионизационной камерой было выполнено на ускорителе TrueBeam (Varian Medical Systems, США) пучками фотонов 6 и 15 МВ. Результаты измерений сравнивались с расчетными значениями, полученными с использованием различных калибровочных кривых. Для сравнения расчетных распределений дозы между собой и выявления локальных отклонений поглощенной дозы, особенно вблизи гетерогенностей, применялся метод гамма-анализа [16] с помощью программы SNC Patient (Sun Nuclear Corporation, США).

Результаты и обсуждение

Разброс значений реконструированной плотности в зависимости от положения внутри объекта

Однородность реконструированного объекта оценивали по плотности (КТ-единицам) водноэквивалентного пластика Plastic Water LR

в разных точках фантома, в том числе вблизи костно- и легочно-эквивалентных вставок. Для нескольких видов моделируемой ткани были размещены пары вставок – в центральной части фантома и во внешнем кольце (рис. 2). Оценки проводили на основе средних значений, рассчитанных по областям интереса площадью 1,0–1,5 см² (150–250 пикселей), которые можно было считать однородными. Оценка уровня статистического шума внутри зоны интереса приведена ниже.

Для изображений, полученных по протоколам Thorax, Abdomen и Pelvis, реконструированная плотность Plastic Water LR слабо зависела как от расположения точки измерения, так и от использованного протокола, и изменялась от –2,6 до 7,7 HU. Плотность в центральной части фантома была в среднем несколько ниже, чем во внешнем кольце, однако это расхождение составляло лишь около 1 HU. Для протоколов Head плотность достигала 19 HU, но также слабо зависела от точки измерения внутри фантома.

Разброс в плотности других тканеэквивалентных материалов в центральной части и внешнем кольце фантома составлял 4–15 HU и был выше во внешнем кольце для мышцы, компактной и трабекулярной кости, легких на вдохе и ниже – для жировой ткани. Для трабеку-

лярной кости неоднородность достигала 10–20 HU. Эти значения можно считать типичной верхней оценкой неоднородности реконструированного объекта для используемых нами условий проведения исследований, что существенно ниже значения 80 HU из работы [3], полученного для томографов GE9800, GE8800, Siemens DR1 и DR3.

Зависимость калибровочной кривой от протокола исследования и ядра реконструкции

Сравнение протоколов исследования и ядер реконструкции проведено при напряжении на трубке 120 кВ и толщине среза реконструкции 2 мм. Протоколы Thorax, Abdomen и Pelvis использовались с полным фантомом, включающим центральную часть и внешнее кольцо, протокол Head – только с центральной частью диаметром 18 см, моделирующей голову. Полученные калибровочные кривые представлены на рис. 3. Для удобства анализа кривая разделена на два сегмента – сегмент мягких тканей от –1000 до 100 HU и сегмент костной ткани с разной плотностью – выше 100 HU.

В сегменте мягких тканей (легкие на вдохе и выдохе, молочная железа, жировая ткань) калибровочные кривые для всех протоколов и ядер свертки близки друг к другу за исключением протокола Head с ядром H31s. Однако с практической точки зрения это не приводит к существенной погрешности дозы, т.к. легочные гетерогенности в голове отсутствуют, а в области жировой ткани и близких к ним по параметрам тканях расхождение минимально (менее 1 % плотности).

В костном сегменте данные протоколов Thorax, Abdomen и Pelvis, близки друг к другу в пределах статистического разброса и могут описываться единой калибровочной кривой, для которой в дальнейшем мы используем обозначение ADULT TORSO. Результаты для протоколов Head отличаются в зависимости от используемого ядра реконструкции: для костно-эквивалентного пластика с компонентой 1250 мг/см³ разброс КТ-единиц составляет около 230 HU, что соответствует разбросу ОЭП 8 % в зависимости от выбранного протокола. В области кости с меньшей концентрацией минеральной компоненты разброс пропорционально уменьшается.

Сравнение с литературными данными показывает, что если для сегмента мягких тка-

ней калибровочная зависимость ОЭП (RED) от КТ-единиц может быть с высокой точностью аппроксимирована в виде $RED=HU/1000+1,0$ (для наших данных – $RED=HU/972+0,999$), то в костном сегменте различие между разными томографами и режимами их работы довольно существенное. Полученное в [4] соотношение $RED=HU/1950+1,000$ по результатам анализа десяти томографов разных моделей близко к нашим данным для протокола Head H60s – $RED=HU/1976+0,992$. Результаты работы [5] для томографа Picker PQ5000 были аппроксимированы в виде $RED=HU/2070+1,052$, что близко к полученным нами данным для протокола исследования Head H31s – $RED=HU/2101+0,987$. Наконец, выражение $RED=HU/1805+1,033$, полученное в [6] для восьми томографов разного типа, близко к нашей кривой, усредненной по протоколам Thorax, Abdomen и Pelvis (кривая ADULT TORSO): $RED=HU/1784+0,990$.

Таким образом, хотя полученные нами параметры костного сегмента хорошо согласуются с литературными данными, имеется значительный разброс между их разными источниками, который приблизительно соответствует разбросу между разными протоколами исследования на КТ Definition AS.

Протоколы исследования взрослых пациентов и детей

В программном обеспечении КТ Somatom Definition AS предусмотрены специальные протоколы для исследования пациентов детского возраста. Калибровочные кривые зависимости ОЭП от КТ-единиц были измерены с использованием центральной цилиндрической части фантома 062M в качестве модели как торса, так и головы ребенка. Все измерения проводили при напряжении на трубке 120 кВ и толщине среза 2 мм.

Не всегда используемые при реконструкции изображений ядра свертки совпадали для взрослых и детей (табл. 1). В этом случае для сравнения использовались данные для ядер с близкими характеристиками: Head H60s и H61s, Thorax B70f и B60f, Thorax B31f и B30f. Результаты сравнения представлены на рис. 4.

Как и для случая взрослых пациентов, все данные, полученные для протоколов Thorax, Abdomen и Pelvis, были близки друг к другу и находились в пределах погрешности измерений; эти данные для детей были объединены в

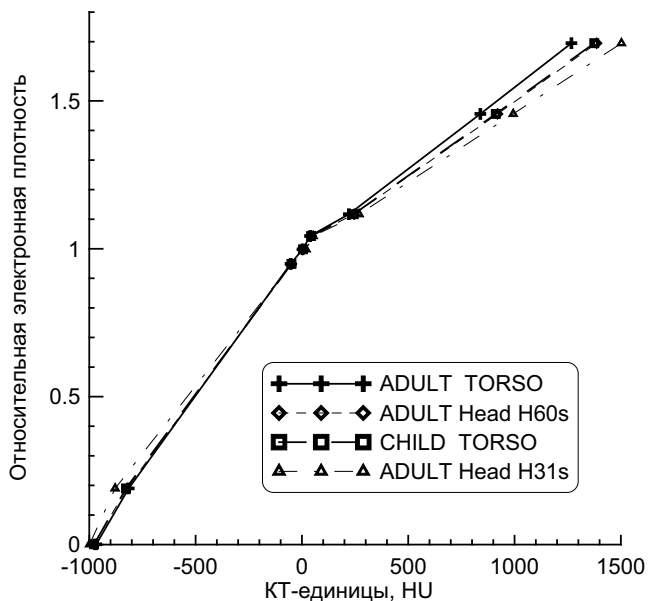


Рис. 4. Сравнение калибровочных кривых для детей и взрослых пациентов

набор под условным обозначением CHILD TORSO.

В области мягких тканей все кривые были близки друг к другу за исключением протокола Head H31s для взрослых. Как отмечено выше, такое расхождение не имеет последствий для расчета дозы. В области костных тканей разного типа получено близкое совпадение между данными CHILD TORSO и Head H60s для взрослых – фактически они могут быть описаны одной калибровочной кривой. Кривая ADULT TORSO показывает значение КТ-единиц ниже на 120 HU относительно указанных двух кривых в области компактной кости, а кривая Head

H31s для взрослых пациентов – на 120 HU выше. Разброс калибровки ЭП для компактной кости составляет 8 %, а максимальная разница между кривыми ADULT TORSO и CHILD TORSO – 4 %. Для трабекулярной кости меньшей плотности разница будет пропорционально уменьшаться.

Оценка уровня статистического шума

Значения плотности в элементах объема – вокселях – подвержены статистическому разбросу даже в том случае, если исследуемую область интереса можно считать однородной. Программа RadiAnt DICOM Viewer наряду со средними значениями рассчитывает среднеквадратичные отклонения HU для каждой области интереса. Результаты таких оценок приведены в табл. 3.

В зависимости от ядра свертки, использованного в процессе реконструкции, высокочастотный статистический шум подавляется в разной степени. Для ядер V31f, V30f, H31s среднеквадратичное отклонение шума составляло 10–20 HU, а при использовании ядра V70f оно возрастало в 5–6 раз. Аналогичный эффект наблюдался и при переходе от H31s к H60s для протокола Head. Отметим, что в некоторых случаях среднеквадратичное отклонение КТ-единиц весьма велико. Так, при режиме Thorax V70f оно достигало 100–140 HU, т.е. 95 % вокселей лежало в пределах ±200–280 HU от среднего значения по области интереса.

Несмотря на то, что при расчете интеграла плотности вдоль луча в системе планирования лучевой терапии значения плотности будут усредняться, существенная локальная неоднородность создает потенциальный источник

Таблица 3

Среднеквадратичные отклонения плотности образцов в зависимости от протокола и ядра реконструкции, HU

Тип ткани	Протокол и ядро реконструкции					
	Thorax V31f	Thorax V70f	Abdomen V30f	Pelvis V31f	Head H31s	Head H60s
Легкие на вдохе	20	99	16	23	6,3	22
Легкие на выдохе	18	98	14	21	–	–
Молочная железа	22	128	16	25	–	–
Жировая ткань	19	108	15	21	6,7	28
Plastic Water	18	102	14	22	8,1	25
Мышцы	18	100	14	21	6,0	27
Печень	21	110	16	23		
Кость 200 мг/см ³	22	116	16	26	5,8	27
Кость 800 мг/см ³	25	137	19	29	13	35
Кость 1250 мг/см ³	30	174	24	35	29	39

ник неопределенности при расчете поглощенной дозы. При использовании ряда расчетных алгоритмов, прежде всего – метода Монте-Карло, производится классификация типа ткани на основе плотности вокселя, выраженного в HU [9, 12, 14]. В результате существенных локальных отклонений будет оценено неверно не только значение ЭП ткани, но и элементный состав и эффективный атомный номер этой ткани, что потенциально может привести к значимым ошибкам расчета дозы. Например, высокочастотный шум в распределении дозы, полученный в [14] при моделировании Монте-Карло с помощью кода EGSnrc/DOSXYZnrc (рис. 7 из работы [14]), как следует из представленной там карты сегментации, обусловлен именно этим фактором.

В связи с этим мы считаем нежелательным для расчета дозы использование ядер свертки B70f и H60s с пропуском высококочастотной компоненты.

Зависимость калибровочной кривой и параметров изображения от толщины среза

Оценка зависимости параметров изображения и калибровочной кривой от толщины среза проводилась на основе сравнения результатов измерений с протоколами Thorax B31f и Thorax B70f при толщине среза 2 и 5 мм. Сравнение показало, что расхождение средних значений вблизи плотности воды составило несколько HU и находилось в пределах статистической погрешности. В кости и легком расхождение увеличивалось приблизительно до 25 HU (кортикальная кость), причем для более тонкого слоя 2 мм наблюдалось завышение в кости и занижение в легких. Однако с точки зрения потенциального влияния на точность расчета дозы вклад данного эффекта можно считать пренебрежимо малым. Неопределенность расчета толщины ткани в компактной кости не будет превышать 1 %, а в реальных биологических объектах, состоящих из мягких тканей с костными гетерогенностями, не превысит нескольких десятых долей процента.

Среднеквадратичное отклонение статистического шума в областях интереса при переходе от толщины среза 2 мм к 5 мм уменьшалось приблизительно на 20 %.



Рис. 5. Исследование КТ с дополнительным рассеивателем

Влияние дополнительного объема, вызывающего рассеяние

Потенциальное влияние вклада рассеянного излучения от области объекта исследования, находящейся вне веерного пучка томографа, было исследовано с использованием протокола Thorax B31f. При измерениях на томографе к фантому 062M были добавлены с обеих сторон части эллиптического фантома 002LFC, как это показано на рис. 5.

Средние по областям интереса значения плотностей в обоих случаях совпадали для большинства типов ткани в пределах от -29 HU (кортикальная кость) до $+8$ HU. Разница ОЭП находилась в пределах 1,3 %, а для большинства тканей была на уровне нескольких десятых процента. Такой результат обосновывает применимость сравнительно узкого (50 мм) фантома 062M для измерений плотностей и построения калибровочных кривых на спиральных томографах с веерным пучком.

Зависимость калибровочной кривой от напряжения на трубке

Поскольку линейный коэффициент ослабления фотонов в среде μ_T в формуле (1) зависит от спектра рентгеновского излучения, значения HU могут несколько отличаться в зависимости от напряжения на рентгеновской трубке томографа. Для оценки влияния этого параметра исследования для протокола

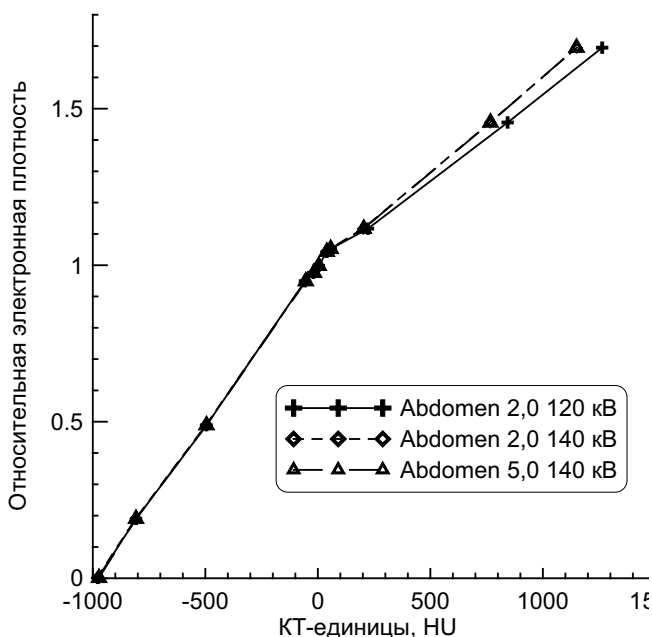


Рис. 6. Зависимость калибровочной кривой от напряжения на рентгеновской трубке

Abdomen V30f были выполнены при напряжении 120 и 140 кВ.

В области мягких тканей расхождение составляло 1–4 HU и было в пределах статистической погрешности. В костном сегменте наблюдалось существенное занижение результатов при напряжении 140 кВ – до 110 HU для компактной кости или, в пересчете на ошибку определения ЭП – около 4 % (рис. 6). С увеличением напряжения на трубке уменьшался угол излома на стыке сегментов калибровочной кривой, относящихся к мягкой и костной тканям, поскольку увеличивалось влияние эффекта Комптона при уменьшении влияния фотоэффекта.

Для минимизации погрешности можно рекомендовать строгий контроль напряжения в процессе проведения исследований и его соответствия условиям, при которых была получена используемая калибровочная кривая.

Влияние калибровочной кривой на неопределенности расчета дозы

Для тестирования влияния неточностей калибровочной кривой на распределение поглощенной дозы были проведены расчеты с помощью системы Eclipse в фантоме CIRS 002LFC для четырех полей размером 10×10 см, проходящих через легочные и костные гетерогеннос-

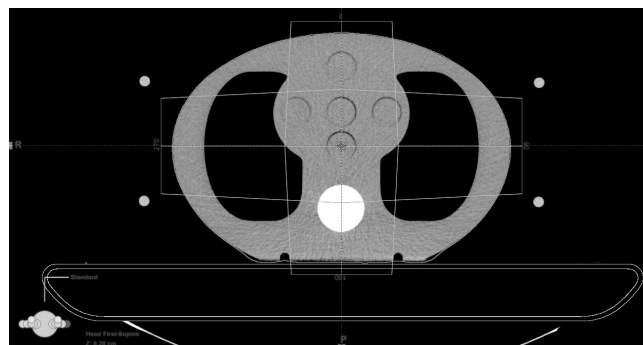


Рис. 7. Геометрия облучения фантома 002LFC

ти (рис. 7). Облучение фантома и измерения дозы проводили на ускорителе Varian TrueBeam для пучков 6 и 15 МВ. В изоцентре располагалась ионизационная камера PTW 31010, ионизационный ток камеры измеряли клиническим дозиметром SuperMax с последующим внесением всех необходимых поправок в соответствии с протоколом МАГАТЭ СТД-398.

Расчет дозы в фантоме проводили в системе планирования Eclipse 10.0.34 с использованием алгоритма AAA. Для преобразования от КТ-единиц к распределению ЭП использовали следующие калибровочные кривые: кривая Default, установленная в системе планирования по умолчанию, кривая ADULT TORSO, усредненная по всем протоколам Thorax, Abdomen и Pelvis для взрослых пациентов, и кривые Head N31s и Head N60s для взрослых.

Результаты сравнения расчетных данных приведены в табл. 4, при этом в качестве референсных данных использованы значения дозы, полученные при измерениях.

Как следует из представленных данных, доза в пучке F1, проходящем только через водно-эквивалентную среду совпадала с измеренным значением в пределах от –0,6 до +0,3 % для пучков обеих энергий. Для пучка F3, проходящего через модель позвоночника, расхождение данных составляло от –0,8 до +0,5 %. Пучки F2 и F4 проходили через модели легких сложной формы симметрично друг другу. В обоих случаях расчетные данные были выше измеренных, причем это завышение составляло 0,3–1,5 % для пучка 15 МВ и 2–4 % для пучка 6 МВ.

Во всех случаях результаты группы протоколов ADULT TORSO были близки к кривой Default, установленной в системе Eclipse по умолчанию – расхождение дозы между ними не

Таблица 4

Расчетные и измеренные значения дозы в изоцентре при облучении фантома 002LFC, поля 10×10 см, фотонные пучки 6 и 15 МВ

Энергия, МВ	Калибровка	Доза в изоцентре, Гр/200 МЕ				Отношение расчетных данных к измеренным			
		Поле F1 (вода)	Поле F2 (легкие)	Поле F3 (кость)	Поле F4 (легкие)	Поле F1 (вода)	Поле F2 (легкие)	Поле F3 (кость)	Поле F4 (легкие)
6	Default	1,742	1,802	1,552	1,798	1,002	1,039	0,995	1,038
	ADULT TORSO	1,743	1,804	1,553	1,801	1,002	1,040	0,995	1,040
	Head H31s	1,744	1,771	1,568	1,767	1,003	1,021	1,005	1,020
	Head H60s	1,743	1,791	1,559	1,788	1,002	1,032	0,999	1,032
	Измерено	1,739	1,735	1,560	1,732				
15	Default	1,975	2,015	1,825	2,013	0,994	1,013	0,992	1,014
	ADULT TORSO	1,977	2,019	1,827	2,016	0,995	1,015	0,993	1,015
	Head H31s	1,978	1,995	1,839	1,992	0,996	1,003	1,000	1,003
	Head H60s	1,977	2,01	1,832	2,008	0,995	1,011	0,996	1,011
	Измерено	1,986	1,989	1,839	1,986				

превышало 0,2 %. Наиболее близки к экспериментальным данным были результаты калибровочной кривой Head H31s; при этом они наиболее сильно отличались от данных Default и TORSO. Разница в значении ОЭП 8 % в области компактной кости обуславливала разницу в дозе 1–2 % для фотонов 6 МВ и 0,7–1,2 % для 15 МВ. Это больше, чем оценки работы [4] и близко к данным работ [6–8], полученных для соответствующих типов томографов.

Для поиска возможных локальных отклонений дозы вблизи или за гетерогенными структурами был проведен гамма-анализ распределений поглощенной дозы в поперечной плоскости фантома 002LFC, проходящей через изоцентр. Гамма-анализ, введенный впервые в работе [16], в настоящее время широко применяется для сравнения расчетных и экспериментальных распределений дозы. В нашем случае оба сравниваемых распределения дозы были расчетными. Для анализа использовали программу SNC Patient, а в качестве референсных данных – распределение дозы, полученное для калибровочной кривой Default.

Наилучшее совпадение распределений дозы получено для калибровочной кривой ADULT TORSO – расхождение дозы в подавляющем большинстве точек не превышает 0,3–0,5 %. Для кривой Head H60s менее одного процента общего числа точек имеют отклонение, превышающее 0,5 %, а для кривой Head H31s дозы более чем в 25 % точек превышают это значение.

В целом же результаты гамма-анализа подтверждают оценки, сделанные в работе [4]: отклонения калибровочной кривой на 8 % в ЭП компактной кости приводят к дополнительной погрешности расчета дозы около 1 %. Отметим, что поскольку геометрия облучения, абсолютная калибровка, модель пучка, расчетный алгоритм и параметры расчета дозы остаются без изменения, эти оценки касаются исключительно компоненты погрешности дозы, связанной с калибровочной кривой зависимости ЭП тканей от КТ-единиц.

Заключение

1. Исследована зависимость относительной электронной плотности органов и тканей пациента от результатов КТ, выраженных в единицах Хаунсфилда и полученных на томографе Siemens Somatom Definition AS для протоколов, применяемых при планировании лучевой терапии. Оценено влияние протокола (с учетом возрастных групп – ADULT и CHILD) и ядра свертки, используемого при реконструкции изображений, толщины среза, напряжения на рентгеновской трубке и дополнительного рассеивателя, установленного вблизи зоны сканирования. Исследован уровень статистического шума для разных ядер свертки и влияние неточности калибровочной кривой на ошибку расчета дозы при планировании лучевой терапии.
2. При реконструкции изображений обеспечивается высокая однородность средней плот-

- ности различных тканезквивалентных материалов в зависимости от положения внутри зоны сканирования. Зарегистрированный нами разброс КТ-единиц находился в пределах 4–15 HU для большинства материалов и лишь для плотной кости достигал 10–20 HU.
3. Статистический разброс значений HU в пределах областей интереса (среднеквадратичное отклонение) для большинства протоколов и тканей составлял 10–20 HU, однако при использовании ядер H60s и B70f возрастал до 30–40 и 100–170 HU соответственно. Использование этих ядер свертки нежелательно, т.к. потенциально может привести к неправильной интерпретации типа ткани при расчете дозы методом Монте-Карло.
 4. Показано, что для протоколов Thorax, Abdomen и Pelvis зависимости ОЭП от HU близки друг к другу и могут быть описаны единой калибровочной кривой (кривая TORSO). При исследованиях головы костный сегмент зависимости отличался от кривой TORSO и зависел также от ядра свертки, использованного при реконструкции изображения. Максимальный разброс КТ-единиц в кортикальной кости для исследованных протоколов и ядер свертки составлял 240 HU, а для ОЭП – 8 %. С уменьшением доли минеральной компоненты кости разброс пропорционально уменьшался, а в области мягких тканей все данные могли быть описаны единым сегментом кривой.
 5. Калибровочные кривые для пациентов детского возраста приблизительно соответствуют данным для головы при исследовании взрослых пациентов с протоколом Head H60s. Максимальная разница ОЭП в области плотной кости для кривых ADULT TORSO и CHILD TORSO составляла 4 %, пропорционально уменьшаясь с уменьшением содержания минеральной компоненты кости.
 6. Влияние дополнительного рассеяния от цилиндрического фантома, моделирующего тело пациента и расположенного в непосредственной близости от тест-объекта, незначительно, и приблизительно соответствует неоднородности реконструируемого объекта. Такой результат обосновывает применимость сравнительно узкого (50 мм) фантома 062M для измерений плотностей и построения калибровочных кривых на спиральных томографах с веерным пучком.
 7. Изменение напряжения на рентгеновской трубке влияет на костный сегмент калибровочной кривой. Максимальная разница между результатами, полученными при напряжениях 120 и 140 кВ для кортикальной кости, составляла около 110 HU или 4 % в пересчете на ОЭП; для трабекулярной кости расхождение было пропорционально меньше, а для мягких тканей отсутствовало.
 8. Влияние неточности калибровки ЭП на результаты расчета дозы в системе планирования Eclipse исследовано с использованием алгоритма расчета дозы AAA и фантома, содержащего модели легких и позвоночника. Калибровочная кривая ADULT TORSO, усредненная по протоколам Thorax, Abdomen, Pelvis с различными ядрами реконструкции, дает результаты, близкие к кривой по умолчанию Default, установленной в системе планирования. Максимальное обнаруженное расхождение ОЭП в 8 % в области плотной кости дает расхождение в дозе около 1 %.

Список литературы

1. Parker R.P., Hobday P.A., Cassell K.J. The direct use of CT numbers in radiotherapy dosage calculations for inhomogeneous media // Phys. Med. Biol. 1979. Vol. 24. № 4. P. 802–809.
2. Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM). Part 3: Information Object Definitions. PS 3.3-2001.
3. Constantinou C., Harrington J.C., DeWerd L.A. An electron density calibration phantom for CT-based treatment planning computers // Med. Phys. 1992. Vol. 19. № 2. P. 325–327.
4. Thomas S.J. Relative electron density calibration of CT scanners for radiotherapy treatment planning // Brit. J. Radiol. 1999. Vol. 72. № 860. P. 781–786.
5. Pемler P., Schneider U., Besserer J.. Evaluation des Elektronendichte-Phantoms CIRS Model 62 // Z. Med. Phys. 2001. Bd. 11. H. 1. S. 25–32.
6. Guan H., Yin F.F., Kim J.H. Accuracy of inhomogeneity correction in photon radiotherapy from CT scans with different settings // Phys. Med. Biol. 2002. Vol. 47. № 17. P. N223–N231.
7. Inness E.K., Moutrie V., Charles P.H. The dependence of computed tomography number to

- relative electron density conversion on phantom geometry and its impact on planned dose // Australas. Phys. Eng. Sci. Med. 2014. Vol. 37. № 2. P. 385–391.
8. Schneider U., Pedroni E., Lomax A. The calibration of CT Hounsfield units for radiotherapy treatment planning. // Phys. Med. Biol. 1996. Vol. 41. № 1. P. 111–124.
 9. Du Plessis F.C., Willemsse C.A., Loetter M.G., Goedhals L. The indirect use of CT numbers to establish material properties needed for Monte Carlo calculation of dose distributions in patients // Med. Phys. 1998. Vol. 25. P. 1195–1201.
 10. Martinez L.C., Calzado A., Rodriguez C. et al. A parametrization of the CT number of a substance and its use for stoichiometric calibration // Phys. Med. 2012. Vol. 28. № 1. P. 33–42.
 11. Tsukihara M., Noto Y., Sasamoto R. et al. Initial implementation of the conversion from the energy-subtracted CT number to electron density in tissue inhomogeneity corrections: an anthropomorphic phantom study of radiotherapy treatment planning // Med. Phys. 2015. Vol. 42, № 3. P. 1378–1388.
 12. Bazalova M., Carrier J.F., Beaulieu L., Verhaegen F. Dual-energy CT-based material extraction for tissue segmentation in Monte Carlo dose calculations // Phys. Med. Biol. 2008. Vol. 53. № 9. P. 2439–2456.
 13. Bourque A.E., Carrier J.F., Bouchard H. A stoichiometric calibration method for dual energy computed tomography // Phys. Med. Biol. 2014. Vol. 59, № 8. P. 2059–2088.
 14. Verhaegen F., Devic S. Sensitivity study for CT image use in Monte Carlo treatment planning // Phys. Med. Biol. 2005. Vol. 50. № 5. P. 937–946.
 15. 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.
 16. 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.
 17. ГОСТ Р МЭК 61223-3-5-2008. Оценка и контроль эксплуатационных параметров в отделениях лучевой диагностики. Часть 3–5. Приемочные испытания. Оценка эксплуатационных характеристик рентгеновской аппаратуры для компьютерной томографии. – М.: Стандартинформ, 2009.

EFFECT OF THE ELECTRON DENSITY CALIBRATION ERROR ON DOSE CALCULATION IN RADIATION TREATMENT PLANNING

*A.Y. Smyslov, S.S. Rusetskiy, V.N. Vasiliev, A.A. Kokontsev
Russian Scientific Center of Roentgenology & Radiology, Moscow, Russia*

The relative electron density of patient tissue substitutes in dependence on Hounsfield units was investigated with the Siemens Somatom Definition AS CT scanner for protocols intended for radiation treatment planning. Effects of the protocol and convolution kernel, patient age, slice thickness, X-ray tube voltage and additional scatterer near the scanning zone were evaluated. The nonuniformity of CT numbers in the reconstruction zone was within 4–15 HU for most of tissue substitutes and reached 10–20 HU for dense bone. Statistical noise in a region of interest was 10–20 HU except for the kernels H60s and B70f where it increased up to 30–40 and 100–170 HU. The maximum CT numbers difference in dense bone for investigated performance conditions was 240 HU and resulted in an 8 % difference of the relative electron density. Using Eclipse treatment planning system and the AAA dose calculation algorithm, respective additional dose error was about 1 %.

Key words: radiation therapy, dose planning, tissue electron density, calibration uncertainty

E-mail: smyslov.ay@yandex.ru