

А.О. Лисовская^{1,2}, А.А. Логинова¹, К.А. Галич², В.Н. Беляев², А.В. Нечеснюк¹**ОЦЕНКА ИНДЕКСА ДОЗЫ ПРИ ИСПОЛЬЗОВАНИИ ПРОТОКОЛОВ
СКАНИРОВАНИЯ КОМПЬЮТЕРНОЙ ТОМОГРАФИИ В КОНИЧЕСКОМ ПУЧКЕ
ДЛЯ ПАЦИЕНТОВ ДЕТСКОГО ВОЗРАСТА**

1. Национальный медицинский исследовательский центр детской гематологии, онкологии и иммунологии имени Дмитрия Рогачева Минздрава РФ, Москва. E-mail: nastya_lis95@mail.ru;

2. Национальный исследовательский ядерный университет «МИФИ», Москва

А.О. Лисовская – медицинский физик, аспирант; А.А. Логинова – старший медицинский физик; К.А. Галич – студентка; В.Н. Беляев – д.ф.-м.н., проф.; А.В. Нечеснюк – зав. отделением лучевой терапии, к.м.н.

Реферат

Цель: Оценить индексы дозы в фантомах различных размеров при стандартных режимах компьютерной томографии в коническом пучке (конКТ).

Материал и методы: Использована методика, основанная на абсолютных и относительных измерениях дозового распределения для протоколов сканирования конКТ. Измерения абсолютной дозы проводились на периферии и в центре фантома FREEPOINT (CIRS) с помощью камеры фермеровского типа FC65-P для каждого из исследуемых протоколов сканирования. Фантом FREEPOINT высотой 20 см, шириной 30 см и длиной 30 см использовался для имитации грудной клетки и таза большого размера, внутренний вкладыш диаметром 16 см – для таза малого размера и для головы–шеи. С помощью двумерной матрицы детекторов GmRT MatriXX (IBA) измеряли профили дозы, полученные результаты обрабатывали по программе OmniPro-GmRT, а затем рассчитывали индексы дозы DLP (произведение длина–доза).

Результаты: Были определены индексы дозы для пяти протоколов, соответствующих трем областям сканирования (голова–шея, грудная клетка и таз). Для протоколов сканирования области головы и шеи Head and Neck S20 и Head and Neck M20 значения индексов дозы составили 51,82 и 90,25 мГр×см соответственно. Наименьший индекс дозы получили для протокола головы и шеи Fast Head and Neck S20 (13,28 мГр×см).

Было установлено, что размер сканируемого объекта сильно влияет на величину индекса дозы и, как следствие, на итоговую дозовую нагрузку на пациента. Так, для протокола области грудной клетки Chest M20 при сканировании фантома малого размера индекс дозы составил 305,42 мГр×см, а фантома большого размера – 187,53 мГр×см. Аналогичные результаты были получены для протокола сканирования тазовой области Pelvis M15. Максимальный индекс дозы был получен для фантома малого размера – 846,93 мГр×см, в то время как индекс дозы для фантома большого размера составил 563,79 мГр×см.

Было показано, что для педиатрических пациентов необходимо использовать несколько протоколов, соответствующих областям сканирования. Использование протокола Pelvis M15 для тазовой области при сканировании головы может увеличить дозу в 96 раз по сравнению со стандартным низкодозным протоколом Fast Head and Neck S20.

Заключение: Рутинное использование конКТ в клинической практике требует осмысленного выбора протокола сканирования исходя из полученных результатов оценки индекса дозы.

Ключевые слова: лучевая терапия с контролем по изображениям (ЛТКИ), компьютерная томография в коническом пучке излучения, протокол сканирования, индекс дозы, дозовая нагрузка

Поступила: 25.09.2018. Принята к публикации: 01.11.2018

Список сокращений

ЛТ – лучевая терапия

конКТ – компьютерная томография в коническом пучке

КТ – компьютерная томография

XVI (X-ray Volume Imaging system) – запатентованное название ускорителя ELEKTA SYNERGY с конКТ

ТЛД – термолюминисцентный дозиметр

TG 111 – рабочая группа № 111 Американской ассоциации медицинских физиков

КТ – компьютерная томография

DLI – интегральная доза вдоль всей области сканирования

DLP – произведение доза×длина, параметр, характеризующий поглощенную дозу за всю процедуру визуализации с учетом протяженности области сканирования

Введение

Для увеличения точности подведения дозы к мишени при проведении лучевой терапии (ЛТ) используются различные способы верификации положения пациента на лечебном столе ускорителя: порталные

изображения, рентгенография в двух взаимно перпендикулярных плоскостях, лазерное сканирование поверхности тела пациента, компьютерная томография в коническом пучке (конКТ). Информация, полученная с помощью конКТ, позволяет ориентироваться не только на рентгеноконтрастные, но и на мягкотканые структуры, дифференцируемые при стандартных КТ-исследованиях. С помощью конКТ возможно контролировать не только расположение больного, но и движение его внутренних органов как перед сеансом ЛТ, так и непосредственно во время его проведения.

Однако, несмотря на очевидные преимущества компьютерной визуализации, большинство методов имеют серьезный недостаток, заключающийся в дополнительной дозовой нагрузке на пациента. Одним из таких методов, в основе которого лежит применение рентгеновского излучения, является конКТ. Это незаменимый инструмент для точного позиционирования больного перед сеансом ЛТ во многих клинических случаях, но существуют исследования, показывающие, что при ежедневной визуализации пациента с помощью конКТ, в частности с использованием системы XVI (X-Ray Volume Imaging), на протяжении всего курса лечения дополнительная суммарная дозовая на-

грузка на сканируемый участок тела может достигать 1 Гр [1].

При этом необходимо отметить, что доза, которую получает больной во время такого сканирования, формально не является ни диагностической, ни терапевтической и, как правило, не контролируется и не учитывается. Однако неоспорим тот факт, что очень важно иметь представление о доставляемой пациенту дозе при подобных процедурах визуализации. Общее мнение специалистов по этому поводу заключается в том, что любое радиационное воздействие должно тщательно контролироваться [2]. Особенно важен контроль отдельных групп пациентов, таких как дети, подверженных повышенным рискам [3]. К одной из причин, по которым медицинское облучение детей необходимо рассматривать в качестве конкретной области исследования, относится более длительная продолжительность жизни пациентов – латентный период многих видов онкологических заболеваний достигает 20–25 лет, и, следовательно, возникает необходимость сведения лучевой нагрузки к минимуму. Также важной особенностью у детей является повышенная радиочувствительность отдельных органов и тканей, которая зависит от пола и возраста пациентов [4, 5].

Получение достоверной информации о распределении дозы внутри тела пациента при проведении процедуры КТ-визуализации является нетривиальной задачей. Особая сложность заключается в том, что результат существенно зависит не только от условий сканирования, но и от размеров объекта визуализации. Существуют различные подходы к оценке распределения дозы, наиболее точными из которых являются концепции, основанные на расчете методом Монте-Карло [6] и на измерениях с помощью термолюминесцентных дозиметров (ТЛД) в антропоморфных фантомах [7]. Однако сложность и ресурсоемкость осуществления делают их применение невозможным в рутинной клинической практике.

Доступной альтернативой является оценка дозовой нагрузки на больного при использовании протоколов сканирования конКТ с помощью индексов, характеризующих реально получаемую пациентом дозу при достаточной воспроизводимости эксперимента. Удобство использования таких индексов для оценки дозовой нагрузки пациента подтверждается рядом работ [7–14].

Дозу, доставляемую пациентам во время визуализации с помощью ионизирующего излучения, необходимо учитывать и минимизировать, насколько это возможно [14].

Целью данной работы является оценка индекса дозы при применении различных клинических протоколов сканирования конКТ с учетом размера объекта визуализации.

Материал и методы

В данной работе использовалась методика TG 111, основанная на абсолютных и относительных измерениях дозового распределения для протоколов сканирования конКТ [14]. Метод TG 111 заключается в проведении измерений с помощью небольшой цилиндрической ионизационной камеры в фантомах, имитирующих тело пациента. Такой способ измерения позволяет учитывать вклад рассеяния излучения, что дает наиболее точный результат по сравнению с другими методами.

Измерения абсолютной дозы проводились с помощью камеры фермеровского типа FC65-P для каждого из протоколов сканирования, представленных в табл. 1, на фантоме FREEPOINT (CIRS).

Фантом FREEPOINT (CIRS) высотой 20 см, шириной 30 см и длиной 30 см использовался для имитации грудной клетки и таза большого размера, внутренний вкладыш диаметром 16 см – для таза малого размера и головы–шеи (рис. 1). Для всех протоколов сканирования измерения проводились путем размещения ионизационной камеры в центре фантомов малого и большого размеров на глубинах 8 и 15 см соответственно и в четырех периферических точках на глубинах 2 и 5 см соответственно. Каждое измерение было проведено по три раза.

Учет формы пучка киловольтного излучения можно обеспечить измерениями профилей дозы. Для создания адекватного соотношения сигнал/шум были составлены протоколы, в которых экспозиция, влияющая на дозу линейно, была увеличена до 1000 мАс. Это приводило к быстрому нагреванию рентгеновской трубки после каждого сканирования, из-за чего большую часть времени эксперимента занимало ожидание остывания трубки до приемлемой температуры.

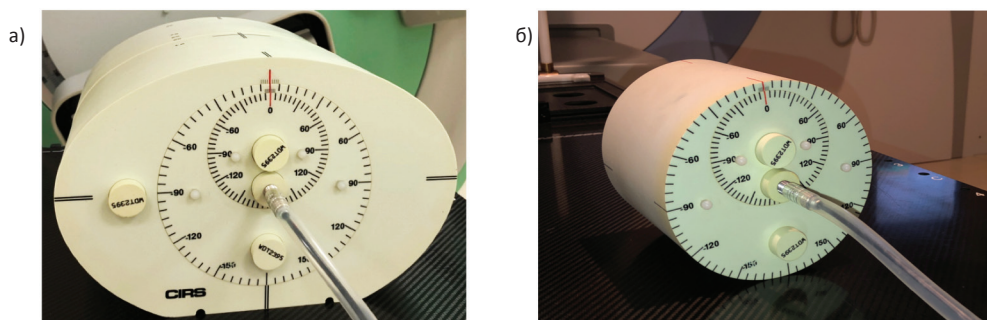


Рис. 1. а) Фантом FREEPOINT большого размера, имитирующий тело полного пациента; б) внутренний вкладыш фантома FREEPOINT, имитирующий тело ребенка, а также область головы-шеи

Таблица 1

Исследованные протоколы сканирования XVI (Elekta Synergy) для трех областей сканирования

Протокол	Fast Head and Neck S20	Head and Neck S20	Head and Neck M20	Chest M20	Pelvis M15
Напряжение, кВ	100	100	120	120	120
Ток, мА	10	10	10	20	40
Время экспозиции кадра, мс	10	10	10	20	40
Коллиматор	S20	S20	M20	M20	M15
Количество кадров	183	660	660	660	660
Фильтр	F0	F0	F0	F1	F1
Начальный угол, град	-40	-180	-180	-180	-180
Конечный угол, град	160	180	180	180	180
Угол вращения, град	200	360	360	360	360

С помощью двумерной матрицы детекторов Γ mRT MatriXX (IBA) (рис. 2) и программного обеспечения OmniPro- Γ mRT для всех протоколов сканирования (табл. 1) были измерены и построены профили дозы. Относительные измерения по протоколам сканирования головы и шеи, а также грудной клетки и таза малого размера проводились на глубине 8 см в твердой воде SP34 (IBA), а для протоколов грудной клетки и области таза большого размера – 15 см, в соответствии с размером фантома (рис. 2).

Полученные профили из относительных единиц были нормализованы до абсолютной дозы в центре профиля пучка и проинтегрированы, чтобы сформировать DLI (интеграл линии дозы), после чего согласно формуле (1) вычислялся индекс дозы DLP_{CBCT} для всех исследуемых протоколов сканирования [14].

$$DLP_{CBCT} = \frac{1}{3} DLI_{Center} + \frac{2}{3} DLI_{Perif}, \quad (1)$$

где DLI_{Center} – интеграл линии дозы в центре пучка, DLI_{Perif} – интеграл линии дозы на периферии пучка.

Результаты и обсуждение

Пример полученного профиля для протокола сканирования Head and Neck M20 области головы и шеи (коллиматор M20, фильтр F0) приведен на рис. 3. Абсолютные дозы в центре и на периферии фантома



Рис. 2. Матрица детекторов Γ mRT MatrixX

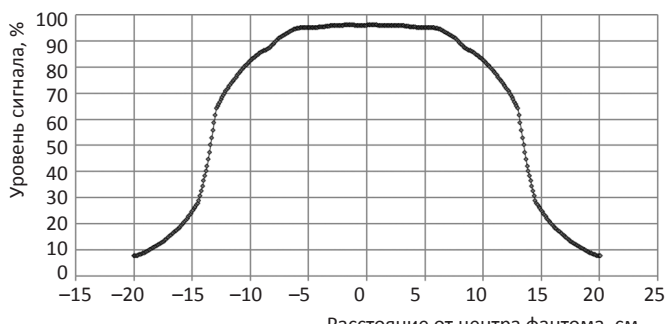


Рис. 3. Профиль дозы вдоль центральной оси вращения источника киловольтного излучения

Таблица 2

Средняя абсолютная доза в контрольных точках для пяти протоколов сканирования и двух размеров фантома, мГр

Протокол / Положение	Fast Head and Neck S20	Head and Neck S20	Head and Neck M20	Chest M20 (малый)	Chest M20 (большой)	Pelvis M15 (малый)	Pelvis M15 (большой)
Центр	0,46±0,08	1,80±0,01	3,01±0,04	10,96±0,05	6,71±0,09	43,89±0,07	26,87±0,09
90°	0,68±0,02	2,05±0,04	3,43±0,05	11,43±0,03	6,54±0,06	45,42±0,08	25,52±0,09
180°	0,68±0,03	2,18±0,01	3,40±0,05	10,88±0,01	7,24±0,07	44,76±0,09	29,37±0,08
270°	0,47±0,01	2,23±0,04	3,58±0,03	11,13±0,03	7,36±0,03	47,91±0,05	29,07±0,07
360°	0,37±0,02	1,81±0,02	3,55±0,03	11,95±0,01	7,98±0,02	47,31±0,07	32,40±0,09

Таблица 3

Индексы дозы для клинических протоколов сканирования конКТ ускорителя ELEKTA SYNERGY

Протокол	Fast Head and Neck S20	Head and Neck S20	Head and Neck M20	Chest M20 (малый)	Chest M20 (большой)	Pelvis M15 (малый)	Pelvis M15 (большой)
Абсолютная доза в центре, мГр	0,46	0,51	3,01	10,96	6,71	43,89	26,77
Средняя абсолютная доза на периферии, мГр	0,55	2,15	3,49	11,35	7,31	34,52	29,08
DLI_{Center} , мГр×см	11,74	45,70	81,57	298,29	176,98	816,43	533,12
DLI_{Perif} , мГр×см	14,04	54,89	94,58	308,95	192,80	862,19	579,13
DLP_{CBCT} , мГр×см	13,28	51,82	90,25	305,42	187,53	846,93	563,79

Таблица 4

Индекс дозы DLP для протоколов сканирования XVI

Область сканирования	Голова и шея	Грудная клетка
DLP в нашей работе, мГр×см	13,28	187,53
DLP в работе Scandurra D. et al, мГр×см	28,20	665,10

FREEPOINT для каждого из протоколов представлены в табл. 2.

Расчетные индексы DLI и DLP приведены в итоговой табл. 3. По результатам измерений видно, что наименьший индекс дозы был получен для протоколов головы и шеи, в особенности Fast Head and Neck S20 (13,28 мГр×см). Это можно объяснить использованием неполной ротации гантри (200°) и невысокими, по сравнению с другими протоколами, значениями экспозиции. Таким образом, этот протокол оптимален для сканирования области головы и шеи пациентов детского возраста благодаря не только небольшому времени сканирования и приемлемому качеству изображения, достаточному для верификации положения больного на лечебном столе ускорителя перед началом лечения, но и минимальной дозовой нагрузке.

Дозовый индекс для фантомов как малого, так и большого размера при использовании протоколов сканирования грудной клетки возрастает на порядок (305,42 и 187,53 мГр×см соответственно), так как увеличивается не только поле обзора конКТ, но и общее количество кадров, ток и напряжение на трубке.

Результаты, сопоставимые с нашими, получили Scandurra D. et al (табл. 4) [15].

Более высокие значения индексов в работе [15] вполне объяснимы отличием некоторых параметров протоколов. Так, в протоколе Scandurra D. et al для области головы используется большее количество кадров, а в протоколе для области грудной клетки – более высокие значения экспозиции кадра.

Максимальную дозу пациент может получить при сканировании тазовой области по протоколу Pelvis M15. Величина индекса дозы за одну процедуру сканирования для фантома малого размера в таком случае достигает 846,93 мГр×см, а для фантома большого размера – 563,79 мГр×см, что коррелирует с результатами, полученными в работе Liao X. et al. Было установлено, что при сканировании фантома диаметром 32 см (напряжение на трубке 120 кВ, полное вращение гантри, 40 мА, 25 мс, коллиматор S20) значение DLP достигает 567,6 мГр×см, а для коллиматора M10 – 214,1 мГр×см [16].

Очевидно, что размер сканируемого объекта сильно влияет на величину индекса дозы и, как следствие, на итоговую дозовую нагрузку на пациента. В качестве примера рассмотрим облучение детей с медуллобластомой. В соответствии с протоколом таким пациентам было показано краниоспинальное терапевтическое облучение в суммарной дозе 40 Гр за 40 фракций. Дополнительная доза КТ-визуализации при проведении XVI перед каждым сеансом лечения в центре ска-

нируемой области таза составит 1,76 Гр для больных в возрасте 3–8 лет и 1,07 Гр для больных в возрасте 13–17 лет. С учетом поправок на область визуализации и на возраст, эффективная доза, полученная этими пациентами при сканировании области таза по протоколу Pelvis M15 за весь курс лечения, составит 1,03 Зв для первой группы больных и 0,47 Зв – для второй [17].

Также стоит отметить необходимость наличия в клинике нескольких протоколов для сканирования разных областей. Невозможно создать единственный протокол с минимальными дозовыми характеристиками, подходящий по качеству получаемого изображения для областей головы и таза одновременно. В качестве примера можно рассмотреть облучение пациента с эпендимомой в дозе 54 Гр за 30 фракций. Дополнительная доза в центре сканируемого объема при ежедневной визуализации области головы по низкодозному протоколу Fast Head and Neck S20 за весь курс ЛТ составит 13,8 мГр. При использовании протокола Pelvis M15 доза КТ-визуализации увеличится в 96 раз и составит 1,3 Гр.

Дополнительная доза облучения представляет собой две потенциальные опасности для здоровья – риск детерминированных радиационно-индуцированных повреждений, таких как лучевые ожоги кожи и катаракты, и вероятностный стохастический риск возникновения вторичного рака или генетических дефектов. И если в случае детерминированных эффектов существует определенный порог, ниже которого ионизирующее излучение не представляет угрозы для организма, то стохастический риск, являющийся результатом воздействия как сопутствующей дозы от терапевтического пучка, так и от процедур визуализации, носит вероятностный характер. Отрицательное влияние облучения на педиатрических пациентов может быть оказано даже при подведении низких доз, поэтому необходимо тщательно подбирать параметры протоколов сканирования (диапазон углов ротации гантри, ток, напряжение на трубке, количество кадров, время экспозиции кадра) в соответствии с индивидуальными особенностями пациента с целью минимизации детерминированных и стохастических эффектов [18, 19].

Заключение

Была произведена оценка индексов дозы при использовании различных клинических протоколов сканирования конКТ с учетом размера объекта визуализации. Полученные результаты демонстрируют, что рутинное использование конКТ в клинической практике требует обоснованного выбора протокола сканирования для каждого конкретного пациента.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

- Islam M., Purdie T., Norrlinger B. et. al. Patient dose from kilovoltage cone beam computed tomography imaging in radiation therapy // Med. Phys. 2006. Vol. 33. P. 1573–1582. DOI: 10.1118/1.2198169.
- Хоружик С.А., Михайлов А.Н. Доза облучения при компьютерно-томографических исследованиях: дозиметрические

- параметры, измерение, способы снижения, радиационный риск // Вестник рентгенол. и радиол. 2007. № 6. С. 53–62.
3. Alaei P., Spezi E. Imaging dose from cone beam computed tomography in radiation therapy. // *Physica Medica*. 2015. Vol. 31. № 7. P. 647–658. DOI: 10.1016/j.ejmp.2015.06.003.
 4. Ding G., Munro P., Pawlowski J. et al. Reducing radiation exposure to patients from kV-CBCT imaging // *Radiother. Oncol.* 2010. Vol. 97. № 3. P. 585–592. DOI: 10.1016/j.radonc.2010.08.005.
 5. Brenner D. Induced second cancers after prostate-cancer radiotherapy: no cause for concern // *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 2006. Vol. 65. P. 637–639. DOI: 10.1016/j.radonc.2010.08.005.
 6. Murphy M.-J., Balter J., BenComo J. et al. The management of imaging dose during image-guided radiotherapy: Report of AAPM Task Group 75 // *Med. Phys.* 2007. Vol. 34. P. 4041–4063. DOI: 10.1118/1.2775667.
 7. Календер В. Компьютерная томография. Основы, техника, качество изображений и области клинического использования. – М.: Техносфера, 2006. 344 с.
 8. Marks L., Yorke E., Jackson A. et al. Use of normal tissue complication probability models in the clinic // *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 2010. Vol. 76. № 3. P. 10–19. DOI: 10.1016/j.ijrobp.2009.07.1754.
 9. Marchant T., Joshi K. Comprehensive Monte-Carlo study of patient doses from cone-beam CT imaging in radiotherapy // *J. Radiol. Prot.* 2017. Vol. 37. № 1. P. 13–30. DOI: 10.1088/1361-6498/37/1/13.
 10. Groves A., Owen K., Courtney H. et al. 16-detector multislice CT: dosimetry estimation by TLD measurement compared with Monte-Carlo simulation // *Brit. J. Radiol.* 2004. Vol. 77. P. 662–665. DOI: 10.1259/bjr/48307881.
 11. Amer A., Marchant T., Sykes J.R. et al. Imaging doses from the Elekta Synergy X-ray cone beam CT system // *Brit. J. Radiol.* 2007. Vol. 80. P. 476–482. DOI: 10.1259/bjr/80446730.
 12. Buckley J., Wilkinson D., Malaroda A., Metcalf P. Investigation of the radiation dose from cone beam CT for image guided radiotherapy: a comparison of methodologies // *J. Appl. Clin. Med. Phys.* 2018. Vol. 19. № 1. P. 174–183. DOI: 10.1002/acm2.12239.
 13. Chair C.-M., Coffey C., DeWerd L. et al. AAPM protocol for 40–300 kV X-ray beam dosimetry in radiotherapy and radiobiology // *Med. Phys.* 2001. Vol. 28. № 6. P. 868–893. DOI: 10.1118/1.1374247.
 14. Dixon R., Anderson A., Bakalyar D. et al. Comprehensive Methodology for the Evaluation of Radiation Dose in X-Ray Computed Tomography. Report of AAPM Task Group. No. 111. 2010. P. 20740–23846.
 15. Scandurra D., Lawford C. A dosimetry technique for measuring kilovoltage cone-beam CT dose on a linear accelerator using radiotherapy equipment // *J. Appl. Clin. Med. Phys.* 2014. Vol. 15. № 4. P. 80–91. DOI: 10.1120/jacmp.v15i4.4658.
 16. Liao X., Wang Y., Lang J. et al. Variation of patient imaging doses with scanning parameters for linac-integrated kilovoltage cone beam CT // *Bio-Med. Mater. Engin.* 2015. Vol. 26. P. 1659–1667. DOI: 10.3233/BME-151465.
 17. Song W., Kamath S., Ozawaet. S. et al. A dose comparison study between XVI and OBI CBCT systems. // *Med. Phys.* 2008. Vol. 35. № 2. P. 480–486. DOI: 10.1118/1.2825619.
 18. Ding G., Alaei P., Curran B. et al. Image guidance doses to radiotherapy patients // *Med. Phys.* 2018. Vol. 45. № 5. P. 84–99. DOI: 10.1002/mp.12824.
 19. 2.6.1.2944–11. Контроль эффективных доз облучения пациентов при проведении медицинских рентгенологических исследований. 2011.
- Для цитирования:** Лисовская А.О., Логинова А.А., Галич К.А., Беляев В.Н., Нечеснюк А.В. Оценка индекса дозы при использовании протоколов сканирования компьютерной томографии в коническом пучке для пациентов детского возраста // *Мед. радиология и радиационная безопасность*. 2018. Т. 63. № 6. С. 65–70. DOI: 10.12737/article_5c0e7486915d55.10064971

Evaluation of the Dose Index Using Cone-Beam Computed Tomography for Pediatric Patients

A.O. Lisovskaya^{1,2}, A.A. Loginova¹, K.A. Galich², V.N. Belyaev², A.V. Nechesnyuk¹

1. Dmitry Rogachev National Research Center of Pediatric Hematology, Oncology and Immunology, Moscow, Russia.

E-mail: nastya_lis95@mail.ru;

2. National Research Nuclear University MEPhI, Moscow, Russia

A.O. Lisovskaya – Medical Physicist, Post-Graduate Student; A.A. Loginova – Senior Medical Physicist, PhD Applicant; K.A. Galich – Student; V.N. Belyaev – Dr. Sci. Phys.-Math., Prof.; A.V. Nechesnyuk – Head of Dep., PhD Med.

Abstract

Purpose: Cone-beam computed tomography (CBCT) is an indispensable procedure for accurate patient positioning during radiation therapy (RT) in many clinical cases. However, the patients get an additional dose using CBCT. This dose is neither therapeutic nor diagnostic. It is very difficult to obtain the reliable information about the dose distribution within the patient using the CBCT. Despite this, there is a need to control the additional dose for the pediatric patients and reduce it. There are different approaches of imaging dose evaluation. Most accurate methods are based on the Monte-Carlo calculation and thermoluminescent dosimeters-based measurements. However, the implementation of these methods is complex and cumbersome, that makes impossible their application in routine clinical practice. The evaluation of dose indexes is an accessible and convenient alternative. The purpose of this study is evaluation of the cone beam computed tomography dose indexes for different imaging protocols and object sizes.

Material and methods: The technique based on absolute and relative dose measurements for CBCT was used in this study. Absolute dose measurements were performed at the periphery and center of the FREEPOINT (CIRS) phantom using the Farmer type chamber FC65-P for each CBCT protocols. FREEPOINT (20 cm height, 30 cm width, 30 cm length) was used for imitation big chest and pelvis. Inner insert (16 cm diameter) of the phantom was used for imitation head, small chest and pelvis. The dose profiles were measured using I'mRT MatriXX (IBA) and analyzed by OmniPro-I'mRT software, dose indexes DLP (dose-length product) were calculated.

Results: The dose indexes were identified for five protocols corresponding three scanning areas (Head and Neck, Chest and Pelvis). The dose indexes were 51.82 and 90.25 mGy×cm using Head and Neck S20 and Head and Neck M20 protocols respectively. The lowest dose index was obtained 13.28 mGy×cm for Fast Head and Neck S20.

It was established that the scanning object size strongly affects on the dose index values and, as result, on the absorbed dose within the patient. The dose indexes were 305.42 and 187.53 mGy×cm using scanning protocol Chest M20 for small and big phantoms respectively. The similar results were obtained for scanning protocol Pelvis M15. The highest dose index was obtained 846.93 mGy×cm for the small phantom, while the dose index was 563.79 mGy×cm for the big phantom.

The necessity of several clinical protocols to scan different areas was shown. Using of the Pelvis M15 protocol for head scanning may increase the additional point dose 96 times in comparison with Fast Head and Neck S20 protocol.

Conclusion: The dose indexes were evaluated taking into account the size of the scanning object for different imaging protocols. Routine use of CBCT in clinical practice requires a sensible choice of the scanning protocol based on the results of the dose index estimation.

Key words: IGRT, CTCB, dose index, scanning protocols, visualization dose

REFERENCES

1. Islam M, Purdie T, Norrlinger B, et al. Patient dose from kilovoltage cone beam computed tomography imaging in radiation therapy. *Med Phys.* 2006;33:1573-82. DOI: 10.1118/1.2198169.
2. Khoruzhik SA, Mikhailov AN. Radiation dose during computed tomographic studies: dosimetric parameters, measurement, modes of reduction, radiation risk. *J Radiol Nucl Med.* 2007;6:53-63. (Russian).
3. Alaei P, Spezi E. Imaging dose from cone beam computed tomography in radiation therapy. *Physica Medica.* 2015;31(7):647-58. DOI: 10.1016/j.ejmp.2015.06.003.
4. Ding G, Munro P, Pawlowski J, et al. Reducing radiation exposure to patients from kV-CBCT imaging. *Radiotherapy and Oncology.* 2010;97(3):585-92. DOI: 10.1016/j.radonc.2010.08.005.
5. Brenner D. Induced second cancers after prostate-cancer radiotherapy: no cause for concern. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 2006;65:637-39. DOI: 10.1016/j.radonc.2010.08.005.
6. Murphy MJ, Balter J, BenComo J et al. The management of imaging dose during image-guided radiotherapy: Report of AAPM Task Group 75. *Med Phys.* 2007;34:4041-63. DOI: 10.1118/1.2775667.
7. Kalender WA. *Computer Tomography: Fundamentals, System Technology, Image Quality, Applications.* Moscow: Technosphaera. 2006. 344 p. (Russian).
8. Marks L, Yorke E, Jackson A, et al. Use of normal tissue complication probability models in the clinic. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 2010;76(3):10-19. Doi: 10.1016/j.ijrobp.2009.07.1754.
9. Marchant T, Joshi K. Comprehensive Monte-Carlo study of patient doses from cone-beam CT imaging in radiotherapy. *J Radiol Prot.* 2017;37(1):13-30. DOI: 10.1088/1361-6498/37/1/13.
10. Groves A, Owen K, Courtney H, et al. 16-detector multislice CT: dosimetry estimation by TLD measurement compared with Monte-Carlo simulation. *BJR.* 2004;77:662-65. DOI: 10.1259/bjr/48307881.
11. Amer A, Marchant T, Sykes JR, et al. Imaging doses from the Elekta Synergy X-ray cone beam CT system. *BJR.* 2007;80:476-82. DOI: 10.1259/bjr/80446730.
12. Buckley J, Wilkinson D, Malaroda A, Metcalf P. Investigation of the radiation dose from cone beam CT for image guided radiotherapy: a comparison of methodologies. *J. Appl. Clin. Med. Phys.* 2018;19(1):174-83. DOI: 10.1002/acm2.12239.
13. Chair CM, Coffey C, DeWerd L, et al. AAPM protocol for 40-300 kV X-ray beam dosimetry in radiotherapy and radiobiology. *Med Phys.* 2001;28(6):868-93. DOI: 10.1118/1.1374247.
14. Dixon R, Anderson A, Bakalyar D, et al. Comprehensive Methodology for the Evaluation of Radiation Dose in X-Ray Computed Tomography. Report of AAPM Task Group. 2010;111: 20740-3846.
15. Scandurra D, Lawford C. A dosimetry technique for measuring kilovoltage cone-beam CT dose on a linear accelerator using radiotherapy equipment. *J. Appl. Clin. Med. Phys.* 2014;15(4):80-91. DOI: 10.1120/jacmp.v15i4.4658.
16. Liao X, Wang Y, Lang J, et al. Variation of patient imaging doses with scanning parameters for linac-integrated kilovoltage cone beam CT. *Bio-Med. Mater. Engin.* 2015;26:1659-67. DOI: 10.3233/BME-151465.
17. Song W, Kamath S, Ozawaet. S, et al. A dose comparison study between XVI and OBI CBCT systems. *Med Phys.* 2008;35(2): 480-6. DOI: 10.1118/1.2825619.
18. Ding G, Alaei P, Curran B, et al. Image Guidance Doses to Radiotherapy Patients. *Med Phys.* 2018;45(5):84-99. DOI: 10.1002/mp.12824.
19. Golikov VY, Kalnitsky SA, Sarychev SS, Bratilova AA. Guidelines. 2.6.1.2944-11. Ionizing radiation, radiation safety. Control of effective radiation doses of patients during medical X-ray examinations. 2011. (Russian).

For citation: Lisovskaya AO, Loginova AA, Galich KA, Belyaev VN, Nechesnyuk AV. Evaluation of the Dose Index Using Cone-Beam Computed Tomography for Pediatric Patients. *Medical Radiology and Radiation Safety.* 2018;63(6):65-70. (Russian).

DOI: 10.12737/article_5c0e7486915d55.10064971