РЕЗУЛЬТАТЫ ОБЗОРА ДОЗ ОБЛУЧЕНИЯ ПРИ КТ В РЕСПУБЛИКЕ БЕЛАРУСЬ

С.А. Хоружик[1,2], А.Н. Михайлов[2], Е.В. Богушевич[1], Г.В. Гацкевич[1], С.А. Мацкевич[3], С.А. Уголькова[4]

Республиканский научно-практический центр онкологии и медицинской радиологии им. Н.Н. Александрова[1], Минск
Белорусская медицинская академия последипломного образования[2], Минск
Республиканский научно-практический центр радиационной медицины и экологии человека[3], Гомель
Витебский областной клинический онкологический диспансер[4], Витебск, Беларусь

Введение

За более чем 30 лет с начала использования рентгеновская компьютерная томография (КТ) заняла прочные позиции в лучевой диагностике. Еще 5–10 лет назад эти исследования выполнялись значительно реже, что было связано с недостаточной обеспеченностью медицинских учреждений оборудованием, а также меньшими функциональными возможностями предыдущих сканеров. Современный этап клинического применения КТ характеризуется быстро возрастающей доступностью метода, расширением показаний и в некоторых случаях вытеснением других методик (УЗИ, ренгтгенография).

В первую очередь это связано со значительным техническим прогрессом, достигнутым в КТ за последние годы: скорость сканирования увеличилась на порядок, рутинно используются тонкие срезы (трехмерная визуализация), исследования с внутривенным введением контрастного вещества (КТ-ангиография, исследования сердца), новые высокоинформативные методики – перфузионная КТ, КТ-колонография, КТ-флюороскопия и другие. Все это приводит к возрастанию компьютерно-томографических исследований и их вклада в коллективную дозу облучения населения.

Так, в Германии доля КТ в рентгенодиагностике составила 6%, а вклад в коллективную дозу облучения населения – 47% [1], в США – 67% [2]. В медицинских учреждениях Республики Беларусь на начало 2008 г. в эксплуатации находились 41 компьютерный томограф. В 2007 г. было выполнено 224 тысячи компьютерно-томографических исследований, что составило 1,8% от всех рентгенодиагностических изысканий.

Цель нашей работы – получение на сканерах с различной технологией информации о дозах облучения при основных видах компьютерно-томографических исследований путем их измерения сразу после сканирования.

Были сняты показатели дозы облучения при КТ головного мозга, шеи, грудной и брюшной полости, таза на 8 сканерах в 7 медицинских учреждениях (4 прибора в Минске, 2 в Витебске и 2 в Гомеле). По технологии сканирования томографы были разделены так: 2 – с последовательной технологией сканирования, 3 –

Поступила в редакцию в сентябре 2008 года

спиральных (СКТ), 3 – многосрезовых (МСКТ), в том числе 2 прибора, позволяющих получить 4 среза за одну ротацию (МСКТ-4), и один томограф – 6 срезов (МСКТ-6). Производители: 3 сканеров – фирма «Сименс», 3 аппаратов – «Дженерал электрик», 2 приборов – «Филипс». Работу осуществляли в рамках проекта технического сотрудничества с МАГАТЭ BYE6007 «Создание системы гарантии качества и контроля качества процедур и приборов для получения медицинских изображений» (2005–2007 гг.).

На первом этапе – сбор протоколов компьютерно-томографических исследований во всех участвующих учреждениях. Фиксировали такие технические параметры, непосредственно влияющие на дозу облучения:

- режим сканирования (последовательный, спиральный или многосрезовый);
- уровень начала и окончания сканирования;
- сила тока и напряжение в рентгеновской трубке;
- время ротации, коллимацию, сдвиг стола за полный оборот трубки.

На втором этапе специалисты из Гомеля и Витебска были приглашены в РНПЦ ОМР и обучены методике КТ-дозиметрии в соответствии с международными и национальными нормативными документами и источниками [3–5]. Для координации работы была создана специальная страница в Интернете **(http://nld.by/ctdose)** с подробными инструкциями по всем этапам дозиметрии и формами для внесения данных. Предварительные результаты КТ-дозиметрии были доложены на Невском радиологическом форуме в Санкт-Петербурге в 2007 г. [6].

Рис. 1. *Комплект оборудования для измерения доз облучения при КТ: фантомы для головы и туловища, дозиметр, ионизационная камера («PTW», Freiburg, Германия)*

Для проведения дозиметрии использовали комплект оборудования (рис. 1):

- ПММА (пластик полиметилметакрилат) фантом диаметром (⌀) 16 см, имитирующий голову взрослого человека;
- ПММА фантом ⌀ 32 см, имитирующий туловище взрослого человека;
- дозиметр;
- ионизационная камера.

Измеряли компьютерно-томографический индекс дозы (CTDI) – меру поглощенной дозы облучения в одном томографическом срезе. Для этого на консоли томографа устанавливали параметры протокола исследования, для которого необходимо измерить дозу облучения, позиционировали фантом в центре апертуры гентри, а ионизационную камеру – поочередно в одном из 5 отверстий фантома (одно в центре и 4 по периферии на 0°, 90°, 180° и 270°), выполняли одиночный CTDI и компьютерно-томографический срез в последовательном режиме, снимали показание дозиметра. Поскольку поглощенная доза при КТ распределяется в поперечном слое сканируемого объекта неравномерно (убывает от периферии к центру), рассчитывали взвешенное значение CTDI, характеризующее усредненную поглощенную дозу облучения в томографическом срезе:

$$CTDI_w = \frac{1}{3} \cdot CTDI_c + \frac{2}{3} \cdot CTDI_p,$$

где $CTDI_w$ – взвешенный CTDI (мГр); $CTDI_c$ – значение CTDI в центре фантома (мГр); $CTDI_p$ – среднее из четырех значений CTDI на периферии фантома (мГр).

Для спиральных и многосрезовых сканеров рассчитывали дозиметрический параметр «объемный взвешенный CTDI» по формуле:

$$CTDI_{vol} = \frac{CTDI_w}{p},$$

где $CTDI_{vol}$ – объемный взвешенный CTDI (мГр); $CTDI_w$ – взвешенный CTDI (мГр); p – питч (отношение сдвига стола за полный оборот трубки к коллимации среза).

Для сканеров с последовательной технологией при сканировании без интервалов между срезами $CTDI_{vol} = CTDI_w$.

Для определения поглощенной дозы облучения за все компьютерно-томографическое

исследование рассчитывали дозиметрический параметр «произведение доза – длина»:

$$DLP = CTDI_{vol} \cdot L,$$

где DLP – произведение доза – длина (мГр•см); CTDIvol – объемный взвешенный CTDI (мГр); L – длина зоны сканирования (см). Для сопоставимости результатов дозиметрии на различных сканерах при расчете DLP применяли значения длины зоны сканирования, соответствующие человеку среднего роста и массы тела: головной мозг – 12 см, шея – 12 см, грудная полость – 25 см, брюшная полость – 22 см, таз – 20 см.

Завершающий этап – расчет эффективной дозы облучения, для чего использовали формулу:

$$E = DLP \cdot E_{DLP},$$

где E – эффективная доза (мЗв); DLP – произведение доза – длина (мГр•см); E_{DLP} – нормализованная эффективная доза или коэффициент пересчета, соответствующий конкретной анатомической области (мЗв•мГр$^{-1}$•см$^{-1}$). Изменение коэффициента E_{DLP} в зависимости от области исследования обусловлено относительным распределением радиочувствительных органов в теле человека (табл. 1) [4].

Таблица 1.

Значения нормализованной эффективной дозы E_{DLP} [4]

	Головной мозг	Шея	Грудная полость	Брюшная полость	Таз
E_{DLP} (мЗв•мГр$^{-1}$•см$^{-1}$)	0,0023	0,0054	0,017	0,015	0,019

Примечание: E_{DLP} – нормализованная эффективная доза или коэффициент пересчета, соответствующий конкретной анатомической области.

Результаты

Были выведены средние значения дозиметрических параметров при основных видах компьютерно-томографических исследований в медицинских учреждениях Республики Беларусь (табл. 2). Полученные результаты согласуются с данными национальных обзоров доз облучения в других странах (табл. 3) [7–9].

Обращает внимание большая вариабельность значений доз облучения между учреждениями. Наибольший разброс значений эффективной дозы определялся при КТ таза – от 4,3 мЗв на МСКТ-6 (в эксплуатации 3 года) до 15,6 мЗв на томографе с последовательной технологией сканирования (в эксплуатации 13 лет).

Анализ протоколов компьютерно-томографических исследований показал, что напряжение

Таблица 2.

Средние значения (среднее ± стандартное отклонение) дозиметрических параметров при основных видах КТ

Область исследования	CTDIw (мГр)	CTDIvol (мГр)	DLP (мГр·см)	E (мЗв)
Головной мозг	50,2±14,3	50,2±14,3	597,4±179,3	1,4±0,4
Шея	40,7±15,0	39,3±15,6	470±188,4	2,6±1,0
Грудная полость	18,9±6,4	16,4±5,3	407,8±130,4	6,9±2,2
Брюшная полость	23,7±6,4	21,4±7,1	469,9±156,4	7,0±2,3
Таз	25,2±7,9	23,1±8,5	462,1±169,2	8,8±3,2

Примечания: CTDIw – взвешенный CTDI; CTDIvol – объемный взвешенный CTDI; DLP – произведение доза – длина; E – эффективная доза.

Таблица 3.

Значения дозиметрических параметров при основных видах КТ по результатам обзоров доз облучения

Область исследования	Дозиметрический параметр	Великобритания 2005 [7]	Греция, 2003 [8]	Польша, 2006 [9]	Таиланд, 2006 [9]
Головной мозг	CTDIw (мГр) CTDIvol (мГр) DLP (мГр•см) E (мЗв)	57 56 690 1,5	57,9 – 677 1,6	19 – 527 –	43 – 386 –
Грудная полость	CTDIw (мГр) CTDIvol (мГр) DLP (мГр•см) E (мЗв)	14 10 400 5,8	19 – 401 6,8	– 14,2 447 –	– 7,2 247 –
Брюшная полость	CTDIw (мГр) CTDIvol (мГр) DLP (мГр•см) E (мЗв)	16 12 350 5,3	22,4 – 464 7,0	– 15,8 550 –	– 9,5 402 –
Таз	CTDIw (мГр) CTDIvol (мГр) DLP (мГр•см) E (мЗв)	16 11 470 7,1	22,4 – 336 6,4	– – – –	– – – –

Примечания: те же, что в табл. 2.

в рентгеновской трубке и на 2 сканерах не отличались (130 кВ); коллимация на МСКТ-6 и неспиральном сканере – 2 мм и 10 мм соответственно; мАс – 158 и 300 соответственно; питч – 1,5 и 1,0.

Таким образом, основными факторами повышения дозы облучения на сканере с последовательной технологией сканирования были высокие мАс (в 1,9 раза выше) и меньший питч. При использовании тех же параметров протокола, что на МСКТ-6, доза облучения на последовательном сканере составила бы 5,3 мЗв. Этот пример наглядно показывает широкие возможности оптимизации протоколов компьютерно-томографических исследований с целью снижения доз облучения.

Проведено их измерение при двух специальных методиках компьютерно-томографических исследований. Так, при КТ-ангиографии печени может проводиться сканирование всей брюшной полости до внутривенного введения контрастного вещества и трехкратно печени после него (в артериальной, портовенозной и отсроченной фазах). Эффективная доза облучения при этом на сканере SOMATOM Volume Zoom возрастает с 4,4 мЗв до 14,6 мЗв. Не вызывает сомнения, что использование внутривенного контрастного усиления увеличивает объем получаемой диагностической информации, но и приводит к возрастанию дозы облучения.

При исследовании легких по низкодозовой программе сканирование на томографе SOMATOM Volume Zoom осуществляется при 35 мАс вместо 150 мАс. Эффективная доза облучения снижается в 5 раз (5,1 мЗв до 1,0 мЗв). Цена, которую приходится платить, – ухудшение визуализации мягких тканей (средостения, грудной стенки) за счет увеличения шума изображений.

Обсуждение

Не нашло подтверждения существующее мнение о том, что на спиральных и многосрезовых сканерах доза облучения непременно выше, чем на последовательных (табл. 4). Напротив, при КТ грудной, брюшной полости и таза доза была наименьшей на МСКТ-6. Проведенный анализ показывает, что определяющие факторы – технические параметры протоколов сканирования, главным образом мАс, питч и толщина среза.

В частности, при КТ головного мозга у разных сканеров значения мАс разнились в 2 раза, а при сканировании брюшной полости – в

Таблица 4.

Минимальные и максимальные значения эффективных доз облучения (мЗв) при основных видах КТ

	Головной мозг	Шея	Грудная полость	Брюшная полость	Таз
Минимум	0,9 (СКТ)	1,5 (послед.)	2,9 (МСКТ-6)	3,1 (МСКТ-6)	4,3 (МСКТ-6)
Максимум	2 (МСКТ-4)	4,1 (МСКТ-6)	9,1 (МСКТ-4)	9,7 (СКТ)	15,6 (послед.)
Отношение	2,2	2,7	3,1	3,1	3,6

Примечания: в скобках – технология сканирования; СКТ – спиральные компьютерные томографы; МСКТ – многосрезовые компьютерные томографы.

3,5 раза. При прочих равных параметрах это означает, что на одном сканере при КТ головного мозга и брюшной полости доза облучения может быть выше в 2 и 3,5 раза соответственно, чем на другом.

Второй параметр, существенно влияющий на дозу облучения, – питч, то есть отношение сдвига стола за полную (360°) ротацию рентгеновской трубки к коллимации пучка рентгеновского облучения. Увеличение этого показателя приводит к пропорциональному снижению дозы облучения. При последовательной технологии сканирования коллимация, как пра-вило, равна сдвигу стола за оборот трубки (питч = 1). Питч может быть больше 1, если производить сканирование с пропусками между срезами.

Например, при их толщине 10 мм и пропуске между ними 2 мм питч составит (10+2)/10=1,2, что будет означать снижение дозы облучения в 1,2 раза. Вместе с тем наличие пропусков между срезами при последовательной технологии сканирования приводит к потере части диагностической информации.

На спиральных и многосрезовых сканерах увеличение питча широко используется (в нашем исследовании питч достигал 1,5) для увеличения скорости сканирования, что сопровождается пропорциональным снижением дозы облучения (при неизменности других технических параметров). Потери диагностической информации при этом не происходит, поскольку «недостающие» срезы реконструируются из полученного объема спиральных данных.

Напряжение в рентгеновской трубке имеет не прямую пропорциональную зависимость с дозой облучения. Например, снижение напряжения со 140 кВ до 120 кВ при КТ брюшной полости на сканере SOMATOM Volume Zoom приведет к снижению эффективной дозы облучения с 5,2 мЗв до 3,2 мЗв, или на 38%.

Влияние коллимации на дозу облучения более сложное и связано с конструктивными особенностями сканера – как с используемой технологией сканирования, так и с конкретной моделью аппарата каждого конкретного производителя. В целом доза облучения возрастает при более тонкой коллимации. Так, на 4-срезовом сканере LightSpeed RT при коллимации 4×1,25 мм доза облучения на 26% выше, чем при коллимации 4×5 мм.

Помимо технических параметров влияние на дозу облучения оказывают повторные сканирования одной и той же области. На последовательных сканерах проблему представляют двигательные и дыхательные артефакты, обусловленные медленным сканированием. Из-за артефактов различной глубины вдоха может возникнуть необходимость повторного сканирования той же области (облучение увеличивается).

На аппаратах СКТ и МСКТ сканирование осуществляется значительно быстрее, дыхательные и двигательные артефакты встречаются реже. Но в то же время большая скорость сканирования на современных томографах позволяет проводить многофазные исследования до и после внутривенного введения контрастного вещества, порой неоправданно расширять зону исследования, что неминуемо увеличивает лучевую нагрузку.

Важный момент – взаимозависимость дозы облучения и качества компьютерно-томографических изображений, которое характеризуется уровнем шума, пространственной и контрастной разрешающей способностью, отсутствием артефактов [1, 3, 10]. Если в пленочной

рентгенографии превышение рекомендуемой экспозиции приводит к избыточному почернению (испорченности) рентгенограммы, то в КТ действует обратная закономерность – при увеличении дозы облучения качество изображений улучшается за счет уменьшения шума. Напротив, чрезмерное стремление к снижению дозы облучения может снизить информативность компьютерно-томографических изображений. С практической точки зрения их качество должно быть достаточным для решения конкретной диагностической задачи при минимально возможной дозе облучения. Это достигается путем тщательного выбора параметров протокола сканирования и периодического контроля технического состояния сканера [3].

В соответствии с существующими требованиями [11] все современные компьютерно-томографические сканеры отображают на консоли оператора расчетные значения CTDIvol (реже CTDIw в зависимости от модели сканера) и DLP для выбранного протокола исследования (рис. 2).

Рис.2. *Дозиметрический отчет компьютерно-томографического сканера показывает, что при исследовании брюшной полости расчетные значения CTDIw и DLP составят 9,38 мГр и 217 мГр•см соответственно, при КТ таза – 15,12 мГр и 336 мГр•см*

Если оператор изменяет технические параметры сканирования, отображаемое на мониторе значение CTDI также меняется. Аналогично отображаемое значение DLP видоизменяется в зависимости от установленной длины зоны сканирования. Таким образом, дозиметрическую информацию можно полу-чить еще до начала сканирования, что дает возможность адаптировать параметры протокола с учетом необходимости снижения дозы облучения.

Заключение

В отличие от рентгенографии, при которой доза облучения за последние 10 лет существенно уменьшилась благодаря распространению цифровых технологий, доза при КТ не снижается. Причины этого – возрастающая доступность метода, расширение показаний к его применению, появление новых высокоинформативных методик, а также технические принципы получения компьютерно-томографических изображений. Для снижения уровня облучения пациентов при КТ необходима полная и достоверная информация о величине его доз.

В результате проведенной нами дозиметрии на 8 компьютерно-томографических сканерах в 7 медицинских учреждениях впервые в Республике Беларусь установлены значения доз облучения при основных видах КТ. Следующим важнейшим шагом, по нашему мнению, должно стать внедрение концепции контроля и оптимизации доз облучения при компьютерно-томографических исследованиях, основанной на применении дозовых контрольных уровней. ■

Список литературы

1. Kalender W.A. Computed tomography: fundamentals, system technology, image quality, applications. Erlangen: Publics Corporate Publishing. 2005.
2. Frush D.P., Applegate K. Computed tomography and radiation: understanding the issues. *J. Am. Coll. Radiol.* 2004; 1 (2): 113–119.
3. Тарутин И.Г., Хоружик С.А., Чиж Г.В. Протокол контроля качества работы рентгеновских компьютерных томографов (инструкция по применению). Утверждена МЗ РБ 26.06.2006 г., регистрационный № 192-1205. Минск: ГУ НИИ онкологии и медицинской радиологии им. Н.Н. Александрова. 2006.
4. European Guidelines on Quality Criteria for

Computed Tomography. Report EUR 16262. Luxembourg. Office for official publications of EC. 1999.
5. McNitt-Gray M.F. AAPM/RSNA Physics Tutorial for Residents. Topics in CT. Radiation Dose in CT. RadioGraphics. 2002; 22: 1541–1553.
6. Хоружик С.А., Михайлов А.Н. Измерение дозы облучения при компьютерно-томографических исследованиях. Невский радиологический форум «Новые горизонты». Сборник научных трудов. 7–10 апреля 2007 г. Санкт-Петербург. 712–713.
7. Shrimpton P.C., Hillier M.C., Lewis M.A., Dunn M. Dose for computed Tomography (CT). Examinations in UK. 2003. Review. Document NRPB-W67. Chilton, UK. National Radiological Protection Board. 2005.
8. Hatziioannou K., Papanastassiou E., Delichas M., Bousbouras P. A levels in CT contribution to the establishment of diagnostic reference. *Br. J. Radiol.* 2003; 76: 541–545.
9. Tsapaki V., Aldrich J.E., Sharma R. et. al. Dose reduction in CT while maintaining diagnostic confidence: Diagnostic Reference Levels at routine head, chest, and abdominal CT – IAEA-coordinated Research Project. *Radiology.* 2006; 240 (3): 828–834.
10. Хоружик С.А., Тарутин И.Г., Чиж Г.В. Методики проверки показателей качества КТ-изображений. Актуальные проблемы онкологии и медицинской радиологии. Минск: НИИ онкологии и мед. радиологии им. Н.Н. Александрова. 2006; 215–225.
11. Council Directive 97/43/Euratom of 30 June 1997 on health protection of individuals against the dangers of ionizing radiation in relation to medical exposure, and repealing Directive 84/466/Euratom. Official journal NO. L 180. 09/07/1997, 22–27.

ИНТЕРВЕНЦИОННАЯ РАДИОЛОГИЯ В ОНКОЛОГИИ (ПУТИ РАЗВИТИЯ И ТЕХНОЛОГИИ)

Научно-практическое издание / Гл. ред.: А.М. Гранов, М.И. Давыдов; ред.: П.Г. Таразов, Д.А. Гранов, Б.И. Долгушин, В.Н. Полысалов, А.А. Поликарпов

СПб: ООО «Издательство ФОЛИАНТ», 2007, 344 с.
ISBN 978-5-93929-167-5

Книга предназначена для онкологов, рентгенологов, радиологов, студентов медицинских вузов, а также обучающихся на соответствующих кафедрах последипломного образования.

В издании приведены анализ источников литературы и собственные данные о лечении пациентов со злокачественными опухолями с помощью наиболее часто применяемых методов интервенционной радиологии, в основном рентгеноэндоваскулярных вмешательств и способов локальной деструкции.

Книга состоит из 10 глав, посвященных соответственно опухолям головы и шеи, легкого, молочной железы, печени, желчных путей, поджелудочной железы, желудка и кишечника, почек, органов малого таза, костей и мягких тканей.