

*Цитирование: С.А. Хоружик, А.Н. Михайлов, Е.В. Богушевич, Г.В. Гацкевич, С.А. Мацкевич, С.А. Уголькова. Результаты обзора доз облучения при КТ в Республике Беларусь // Диагностическая и интервенционная радиология. – 2008. – № 4. – С. 95-102.*

## **Результаты обзора доз облучения при КТ в Республике Беларусь**

С.А. Хоружик<sup>1,2</sup>, А.Н. Михайлов<sup>2</sup>, Е.В. Богушевич<sup>1</sup>, Г.В. Гацкевич<sup>1</sup>,  
С.А. Мацкевич<sup>3</sup>, С.А. Уголькова<sup>4</sup>

<sup>1</sup>Республиканский научно-практический центр онкологии и медицинской радиологии им.  
Н. Н. Александрова, Минск

<sup>2</sup>Белорусская медицинская академия последипломного образования, Минск

<sup>3</sup>Республиканский научно-практический центр радиационной медицины и экологии  
человека, Гомель

<sup>4</sup>Витебский областной клинический онкологический диспансер, Витебск, Беларусь.

**Резюме:** Проведено измерение доз облучения при КТ-исследованиях головного мозга, шей, грудной и брюшной полостей, таза в медицинских учреждениях Республики Беларусь. Выявлена значительная вариабельность дозиметрических величин, обусловленная отличием технических параметров протоколов исследований. Показаны возможности снижения доз облучения.

**Ключевые слова:** компьютерная томография, дозы облучения, компьютерно-томографический индекс дозы, эффективная доза облучения

## **The results of CT radiation doses measurement in Republic of Belarus**

*S.A. Kharuzhyk<sup>1,2</sup>, A.N. Mikhailov<sup>2</sup>, E.V. Bogushevich<sup>1</sup>, G.V. Gatskevich<sup>1</sup>,  
S.A. Matskevich<sup>3</sup>, S.A. Ugolkova<sup>4</sup>*

<sup>1</sup>*N.N. Alexandrov National Cancer Center of Belarus, Minsk, Belarus,*

<sup>2</sup>*Belarusian Medical Academy of Post-Graduate Education, Minsk,*

<sup>3</sup>*Republican Scientific-Practical Center of Radiation Medicine Human Ecology, Homel, Belarus,*

<sup>4</sup>*Vitebsk Regional Clinical Oncology Dispensary, Belarus*

**Summary:** Radiation doses during CT examinations of brain, neck, thorax, abdomen and pelvis were measured at the healthcare institutions of the Republic of Belarus. Significant variation of dosimetric values was revealed due to difference of scanning parameters. Possibilities to decrease radiation doses are demonstrated.

**Kew words:** computed tomography, radiation doses, computed tomography dose index, effective dose

## **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 использования КТ характеризуется быстро возрастающей доступностью метода, расширением показаний и, в некоторых случаях, вытеснением других методик (УЗИ, рентгенография). В первую очередь это связано со значительным техническим прогрессом, достигнутым в компьютерной томографии 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 количества КТ-исследований и их вклада в коллективную дозу облучения населения. Так, в Германии доля КТ-исследований в рентгенодиагностике составила 6%, а вклад в коллективную дозу облучения населения – 47% [1], в США – 67% [2]. В медицинских учреждениях Республики Беларусь на начало 2008г. в эксплуатации находились 41 компьютерный томограф. В 2007г. было выполнено 224000 КТ-исследований, что составило 1,8% от всех рентгенодиагностических исследований.

**Целью** данного исследования было получение информации о дозах облучения при основных видах КТ-исследований путем их измерения сразу в нескольких медицинских учреждениях Республики Беларусь на сканерах с различной технологией сканирования.

**Методика.** Измерены дозы облучения при КТ-исследованиях головного мозга, шеи, грудной полости, брюшной полости, таза на восьми КТ-сканерах в семи медицинских учреждениях (гг. Минска – 4 сканера, Витебска – 2 сканера, Гомеля – 2 сканера). По технологии сканирования томографы разделились следующим образом: с последовательной технологией сканирования – 2, спиральных (СКТ) – 3, многосрезовых (МСКТ) – 3, в том числе позволяющих получить четыре среза за одну ротацию (МСКТ-4) – 2, шесть срезов за ротацию (МСКТ-6) – 1. Производителями сканеров были: Сименс – 3 сканера, Дженерал Электрик – 3, Филипс – 2. Работа осуществлялось в рамках проекта технического сотрудничества с МАГАТЭ ВУЕ6007 «Создание системы гарантии качества и контроля качества процедур и приборов для получения медицинских изображений» (2005-2077 гг.).

На первом этапе был осуществлен сбор протоколов КТ-исследований во всех участвующих учреждениях. Фиксировали следующие 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, коллимация, сдвиг стола за полный оборот трубки. На втором этапе специалисты из гг. 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 Интернет (<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 г. Санкт-Петербург в 2007 г. [6].

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

- РММА (пластик полиметилметакрилат) фантом 16 см в диаметре, имитирующий голову взрослого человека;
- РММА фантом 32 см в диаметре, имитирующий туловище взрослого человека;
- дозиметр;

- ионизационная камера.

Измеряли компьютерно-томографический индекс дозы (CTDI), являющийся мерой 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 отверстие в центре и 4 по периферии на 0°, 90°, 180° и 270°), выполняли одиночный КТ-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<sub>w</sub> – взвешенный CTDI (мГр); CTDI<sub>c</sub> – значение CTDI в центре фантома (мГр); CTDI<sub>p</sub> – 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<sub>vol</sub> – объемный взвешенный CTDI (мГр); CTDI<sub>w</sub> – 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<sub>vol</sub> = CTDI<sub>w</sub>.

Для определения поглощенной дозы облучения за все КТ-исследование рассчитывали дозиметрический параметр «произведение доза-длина»:

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

где DLP – произведение доза-длина (мГр·см); CTDI<sub>vol</sub> – объемный взвешенный CTDI (мГр); L – длина зоны сканирования (см).

Для сопоставимости результатов дозиметрии на различных сканерах при расчете DLP использовали следующие 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.

Завершающим этапом является 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<sub>DLP</sub> – нормализованная эффективная доза или коэффициент пересчета, соответствующий конкретной анатомической области (мЗв·мГр<sup>-1</sup>·см<sup>-1</sup>). Изменение коэффициента E<sub>DLP</sub> в зависимости от области исследования обусловлено относительным распределением радиочувствительных органов в теле человека. Значения коэффициента E<sub>DLP</sub> представлены в табл. 1 [4].

### Результаты.

Средние значения дозиметрических параметров при основных видах КТ-исследований в медицинских учреждениях Республики Беларусь представлены в табл. 2. Полученные нами результаты согласуются с данными национальных обзоров доз облучения в других странах, представленными в табл. 3 [7-9].

Обращает внимание большая вариабельность значений доз облучения между учреждениями (табл. 4). 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 КТ-исследований показал, что напряжение в рентгеновской трубке да двух сканерах не

отличались (130 кВ); коллимация составила 2 мм и 10 мм на МСКТ-6 и неспиральном сканере 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 КТ-исследований с целью снижения доз облучения.

Произведено измерение доз облучения при двух специальных методиках КТ-исследования. Так, при КТ-ангиографии печени может производиться сканирование всей брюшной полости до внутривенного введения контрастного вещества и трехкратно печени после него (в артериальной, портоvenозной 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, приводя однако 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). Ценой, которую приходится платить, является ухудшение визуализация 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 определяющими причинными факторами этом являются технические параметры протоколов сканирования, главным образом мАс, питч и толщина среза.

В частности, при КТ головного мозга разброс значений мАс между различными сканерами составлял 2 раза, при сканировании брюшной полости – достигал 3,5 раз. При прочих равных параметрах это означает, что при КТ головного мозга и брюшной полости на одном сканере доза облучения пациентов может быть соответственно в 2 и 3,5 раза выше, чем на другом.

Вторым параметром, существенно влияющим на дозу облучения, является питч, т. е. отношение сдвига стола за полную (360°) ротации рентгеновской трубки к коллимации пучка рентгеновского облучения. Увеличение питча приводит к пропорциональному снижению дозы облучения. При последовательной технологии сканирования коллимация, как правило, равна сдвигу стола за оборот трубки, т. е. питч=1. Питч может быть больше 1, если производить сканирование с пропусками между срезами, например, при толщине срезов 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, связано с конструктивными особенностями сканера – как с используемой технологией сканирования, так и с конкретной моделью сканера каждого конкретного производителя. В целом, доза облучения возрастает при более тонкой коллимации. Так, на 4-срезном сканере LightSpeed RT при коллимации 4x1,25 мм доза облучения на 26% выше, чем при коллимации 4x5 мм.

Помимо технических параметров на дозу облучения влияние 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 СКТ и МСКТ сканирование осуществляется значительно быстрее, дыхательные и двигательные артефакты встречаются реже. С другой стороны, 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.

Важным моментом является взаимозависимость дозы облучения и качества КТ-изображений, которое характеризуется уровнем шума, пространственной и контрастной разрешающей способностью, отсутствием артефактов [1,3,10]. Если в пленочной рентгенографии превышение рекомендуемой экспозиции приведет к избыточному почернению (испорченности) рентгенограммы, то в КТ действует обратная закономерность: при увеличении дозы облучения качество изображений улучшается за счет снижения шума. Напротив, чрезмерное стремление к снижению дозы облучения может снизить информативность КТ-изображений. С практической точки зрения качество КТ-изображений 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 КТ-сканера [3].

В соответствии с существующими требованиями [11] все современные КТ-сканеры отображают на консоли оператора расчетные значения  $CTDI_{vol}$  (реже  $CTDI_w$  в зависимости от модели сканера) и DLP для выбранного протокола исследования (Рис. 2). Если оператор изменяет технические параметры сканирования, отображаемое на мониторе значение  $CTDI$  также изменяется. Аналогично, отображаемое значение DLP изменяется в зависимости от установленной длины зоны сканирования. Таким образом, дозиметрическую информацию можно получить еще до начала сканирования, что позволяет 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. Причинами этого являются возрастающая доступность метода, расширение показаний к его использованию, появление новых высокоинформативных методик, но также и технические принципы получения КТ-изображений. С целью снижения облучения пациентов при КТ-исследованиях необходима полная и достоверная информация о величине доз облучения. В результате проведенной нами дозиметрии на восьми КТ-сканерах в семи медицинских учреждениях впервые в Республике Беларусь установлены значения доз облучения при основных видах КТ-исследований. Следующим важнейшим шагом, по нашему мнению, должно стать внедрение концепции контроля и оптимизации доз облучения при КТ-исследованиях, основанной на использовании дозовых контрольных уровней.

### **Литература:**

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. – Vol. 1, N. 2. – P. 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 26.06.2006г., регистрационный № 192-1205. – Минск: ГУ НИИ онкологии и медицинской радиологии им. Н.Н. Александрова, 2006. – Режим доступа: [http://nld.by/personal/downloads/by\\_ct\\_quality\\_control.pdf](http://nld.by/personal/downloads/by_ct_quality_control.pdf).
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. – Vol. 22. – P. 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, Санкт-Петербург, РФ. С. 712-713.
7. Dose for computed Tomography (CT). Examinations in UK – 2003 Review. Document NRPB-W67 / P.C. Shrimpton, M.C. Hillier, M.A. Lewis, M. Dunn. – Chilton, UK: National Radiological Protection Board, 2005.
8. A contribution to the establishment of diagnostic reference levels in CT / K. Hatzioannou, E. Papanastassiou, M. Delichas, P. Bousbouras // Br. J. Radiol. – 2003. – Vol. 76. – P. 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. – Vol. 240, N. 3. – P. 828-834.
10. Хоружик С.А., Тарутин И.Г., Чиж Г.В. Методики проверки показателей качества КТ-изображений // Актуальные проблемы онкологии и медицинской радиологии: Реценз. сб. науч. работ. – Минск: НИИ онкологии и мед. радиологии им. Н.Н. Александрова, 2006. – С. 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. – P. 22–7.

**Таблица 1.** Значения нормализованной эффективной дозы  $E_{DLP}$  [4].

	Головной мозг	Шея	Грудная полость	Брюшная полость	Таз
$E_{DLP}$ , мЗв·мГр <sup>-1</sup> ·см <sup>-1</sup>	0,0023	0,0054	0,017	0,015	0,019

**Таблица 2.** Средние значения (среднее±стандартное отклонение) дозиметрических параметров при основных видах КТ-исследований на восьми сканерах в семи медицинских учреждениях Республики Беларусь.

Область исследования	CTDI <sub>w</sub> , мГр	CTDI <sub>vol</sub> , 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

**Таблица 3.** Значения дозиметрических параметров при основных видах КТ-исследований по результатам национальных обзоров доз облучения.

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

**Таблица 4.** Минимальные и максимальные значения эффективных доз облучения (мЗв) при основных видах КТ-исследований на восьми сканерах в семи медицинских учреждениях РБ. В скобках – технология сканирования.

	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
-----------	-----	-----	-----	-----	-----

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



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

Ref. Physician:				H-SP			
Ward:				07-Sep-2007	12:07		
Physician:				Total mAs	10818		
Operator:							
	Scan	kV	mAs	$CTDI_w$	DLP	TI	cSL
Topogram	1	130				5.9	3.0
AbdRoutine	2	110	140	9.38	217	0.8	5.0
Pelvis	3	130	140	15.12	336	1.0	5.0