

Цитирование:

Хоружик С.А., Чиж Г.В., Богушевич Е.В., Гацкевич Г.В., Кандыбович Д.С., Мацкевич С.А., Уголькова С.А., Бичан Ж.В., Семенов С.В. Дозовые нагрузки при компьютерно-томографических исследованиях // Известия национальной академии наук Беларуси. Серия медицинских наук. – 2009. – №1. – С. 14-22.

УДК 616-073.75:621.386.82(476)

*С. А. ХОРУЖИК^{1,2}, Г. В. ЧИЖ³, Е. В. БОГУШЕВИЧ¹, Г. В. ГАЦКЕВИЧ¹,
Д. С. КАНДЫБОВИЧ¹, С. А. МАЦКЕВИЧ⁴, С. А. УГОЛЬКОВА⁵,
Ж. В. БИЧАН⁴, С. В. СЕМЕНОВ⁵.*

**ДОЗОВЫЕ НАГРУЗКИ ПРИ КОМПЬЮТЕРНО-ТОМОГРАФИЧЕСКИХ
ИССЛЕДОВАНИЯХ**

¹*Республиканский научно-практический центр онкологии и
медицинской радиологии им. Н. Н. Александрова, Минск*

²*Белорусская медицинская академия последипломного образования, Минск*

³*Министерство здравоохранения Республики Беларусь, Минск*

⁴*Республиканский научно-практический центр радиационной медицины и экологии
человека, Гомель*

⁵*Витебский областной клинический онкологический диспансер, Витебск, Беларусь
(Поступила в редакцию 18.08.2008)*

Введение. Рентгеновская компьютерная томография (КТ) является высокоинформативным методом лучевой диагностики, но при этом пациент получает относительно высокую дозу облучения. По данным Комитета ООН по действию атомной радиации, доля КТ-исследований в рентгенодиагностике в 1991–1996 гг. составила от 0,4% в менее развитых странах до 6% в наиболее развитых. В то же время вклад КТ в коллективную дозу облучения населения достигал 2 и 41% соответственно (в среднем 34%) [1]. Эффективная доза облучения при рентгенографии черепа составляла 0,04 мЗв, при КТ головного мозга – 2,8, при рентгенографии и КТ грудной полости – 0,05 и 7,8 мЗв соответственно. В Германии в 2003 г. доля КТ-исследований в рентгенодиагностике достигла 6%, а в коллективной дозе облучения населения – 47% [2]. В США в 2002 г. вклад КТ в коллективную дозу составил 67%, что делало ее вторым после природного фона источником облучения населения [3].

В медицинских учреждениях Республики Беларусь на начало 2008 г. в эксплуатации находились 41 компьютерный томограф. В 2007 г. было выполнено 224 000 КТ-исследований, что составило 1,8% от всех рентгенодиагностических исследований. В Республиканском научно-практическом центре онкологии и медицинской радиологии им. Н. Н. Александрова (РНПЦ ОМР) в 2007 г. выполнено 35 049 КТ-исследований, что составило 25% от всех рентгенисследований. Такие высокие показатели характерны для онкологических учреждений. В онкологии метод КТ используется наиболее широко вследствие высокой информативности и проведения повторных исследований для контроля эффективности противоопухолевого лечения. Не вызывает сомнения, что доля КТ в рентгенодиагностике будет увеличиваться. В то же время вклад метода в коллективную дозу облучения населения в нашей стране остается неизвестным, поскольку широкой КТ-дозиметрии в Беларуси до сих пор не проводилось.

Цель данного исследования – получение объективной информации о дозах облучения при КТ-исследованиях путем их измерения сразу в нескольких медицинских учреждениях на сканерах с различной технологией сканирования.

Методика. С ноября 2007 г. по февраль 2008 г. нами произведено измерение доз облучения при основных видах КТ-исследований (головного мозга, шеи, грудной полости, брюшной полости, таза) на 8 КТ-сканерах в 7 медицинских учреждениях (Минск – 4 сканера, Витебск – 2, Гомель – 2). По технологии сканирования томографы распределились 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 осуществлялась в рамках проекта технического сотрудничества с МАГАТЭ ВУЕ6007 «Создание системы гарантии качества и контроля качества процедур и приборов для получения медицинских изображений». По данному проекту в Республику было поставлено три комплекта оборудования для КТ-дозиметрии, один из которых – в РНПЦ ОМР, два других – в Республиканский научно-практический центр радиационной медицины и экологии человека (г. Гомель) и Витебский областной клинический онкологический диспансер. Подготовлена и утверждена Минздравом РБ инструкция по применению «Протокол контроля качества работы рентгеновских компьютерных томографов» [4].

С целью оценки доз облучения, получаемых пациентами в каждом конкретном медицинском учреждении, на первом этапе был осуществлен сбор протоколов КТ-исследований. Для этого заполняли специальную форму, указав для каждого из видов исследований следующие технические параметры, непосредственно влияющие на дозу облучения: режим сканирования (последовательный, спиральный или многосрезовой), уровень начала и окончания сканирования, силу 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 [4–6]. 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. Связь между участвующими в исследовании учреждениями поддерживалась по электронной почте.

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 UNIDOS E;

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 срезе 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 дозиметрический параметр «объемный взвешенный $CTDI$ » рассчитывали 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 КТ-исследование рассчитывали дозиметрический параметр «произведение дозы на длину»:

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

где DLP – произведение дозы на длину, мГр·см; $CTDI_{vol}$ – 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, грудная полость – 25, брюшная полость – 22, таз – 20 см.

На завершающем этапе для расчета эффективной дозы облучения использовали формулу:

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

где E – эффективная доза, мЗв; DLP – произведение дозы на длину, 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. Значения коэффициента E_{DLP} : головной мозг – 0,0023, шея – 0,0054, грудная полость – 0,017, брюшная полость – 0,015, таз – 0,019 [5].

Результаты и их обсуждение. Анализ протоколов КТ-исследований. Основными параметрами протокола КТ-исследования, влияющими на дозу облучения, являются: сила тока в рентгеновской трубке; время ротации, т. е. полного (на 360°) оборота рентгеновской трубки и детекторов вокруг сканируемого объекта; напряжение в рентгеновской трубке; коллимация среза; питч; количество повторных сканирований (например, до и после внутривенного введения контрастного вещества). Между произведением силы тока на время ротации (мАс) и дозой облучения имеется прямая пропорциональная зависимость. Анализ протоколов КТ-исследований выявил значительные отличия мАс на 8 включенных в исследование томографах (табл. 1). В частности, при КТ головного мозга значения мАс отличались более чем в 2 раза, при сканировании брюшной полости – почти в 3,5 раза. 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. Этот простой пример показывает важность точной информации о дозах облучения на каждом конкретном сканере с целью их корректировки в сторону снижения, поскольку все указанные параметры протокола могут быть изменены оператором при планировании исследования.

Вторым параметром, существенно влияющим на дозу облучения, является питч. Его увеличение приводит к пропорциональному снижению дозы облучения. При последовательной технологии сканирования толщина среза, как правило, равна сдвигу стола за оборот трубки, т. е. питч равен 1. Питч может быть больше 1, если производить сканирование с пропусками между соседними 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 (в нашем исследовании он питч 1,5) широко используется для увеличения скорости сканирования, что также сопровождается снижением дозы облучения (при неизменности других параметров протокола исследования). Потери диагностической информации при этом не происходит, поскольку «недостающие» срезы реконструируются из полученного объема спиральных данных.

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

Влияние коллимации на дозу облучения более сложное, что связано с конструктивными особенностями сканера (используемой технологией сканирования, моделью сканера конкретного производителя). В целом доза облучения возрастает при более тонкой коллимации. Так, на 4-срезовой сканере LightSpeed RT при коллимации 4x1,25 мм доза облучения на 26% выше, чем при коллимации 4x5 мм.

Важным моментом является взаимозависимость дозы облучения и качества КТ-изображений, которое характеризуется уровнем шума, пространственной и контрастной разрешающей способностью, отсутствием артефактов [2,4,7]. Если в пленочной рентгенографии превышение рекомендуемой экспозиции приводит к избыточному почернению рентгеновской пленки, то в КТ действует обратная закономерность: при увеличении дозы облучения качество изображений улучшается за счет снижения шума. 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 сканирования и периодического контроля технического состояния КТ-сканера [4].

Результаты измерения доз облучения при основных видах КТ-исследований. Полученные нами величины дозиметрических параметров согласуются с данными зарубежных авторов (табл. 2) [8–10].

Не нашло подтверждения существующее мнение о том, что на спиральных и многосрезовых сканерах доза облучения непременно выше, чем на последовательных. Напротив, при КТ грудной, брюшной полостей и таза доза была наименьшей на МСКТ-6.

Обращает на себя внимание большая вариабельность значений эффективных доз облучения в различных учреждениях (табл. 3), что вполне объяснимо, учитывая существенные отличия протоколов КТ-исследований (см. табл. 1). Наибольший интервал значений эффективной дозы – от 4,3 мЗв на МСКТ-6 до 15,6 мЗв (в 3,6 раза больше) определялся при КТ таза на томографе с последовательной технологией сканирования. Для выявления причин такого большого разброса значений проведен анализ протоколов исследований. Величины напряжения в рентгеновской трубке на двух сканерах не отличались (130 кВ); коллимация составила 10 мм на последовательном сканере и 2 мм на МСКТ-6; мАс – 300 и 158; питч – 1,0 и 1,5 соответственно. 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.

На дозу облучения пациента помимо технических параметров исследования влияние оказывают повторные сканирования одной и той же области. На последовательных сканерах при исследовании туловища определенную проблему представляют дыхательные артефакты, обусловленные необходимостью многократной задержки дыхания. Кроме того, разная глубина вдоха может привести к пропускам сканирования и потере части диагностической информации. В результате может

возникнуть необходимость повторного сканирования. Негативным моментом является также большая длительность сканирования (несколько минут), что при КТ головного мозга у пациента в тяжелом состоянии обычно приводит к появлению двигательных артефактов, а следовательно, к необходимости повторного исследования. На СКТ и МСКТ сканирование осуществляется значительно быстрее (5–30 с. в зависимости от модели сканера), дыхательные и двигательные артефакты встречаются значительно реже. С другой стороны, большая скорость сканирования на современных томографах позволяет проводить многофазные исследования (до и после внутривенного введения контрастного вещества), что увеличивает дозу облучения в соответствии с количеством фаз сканирования. Так, при трехфазной (артериальная, портоинозная и отсроченная фазы) КТ-ангиографии печени производится сканирование всей брюшной полости до внутривенного введения контрастного вещества, а затем трехкратно – печени. Эффективная доза облучения при этом на сканере SOMATOM Volume Zoom возрастает с 4,4 до 14,6 мЗв. Не вызывает сомнения тот факт, что использование контрастного усиления увеличивает объем получаемой диагностической информации, приводя, однако, к возрастанию дозы облучения.

Дополнительным существенным фактором возрастания дозы облучения на современных КТ-сканерах стало расширение показаний к исследованиям, что особенно заметно в онкологии. Например, при неходжкинской лимфоме необходимо выполнить КТ грудной, брюшной полостей и таза [11], эффективная доза облучения при этом на сканере SOMATOM Volume Zoom составит 17,7 мЗв.

С целью снижения облучения пациентов существуют низкодозовые протоколы некоторых КТ-исследований (легких, виртуальная колоноскопия и др.). Они отличаются от стандартных снижением мАс. Например, при низкодозовом исследовании легких на сканере SOMATOM Volume Zoom используется всего 35 мАс против 150 мАс при обычном исследовании с соответствующим снижением эффективной дозы облучения с 5,1 до 1,0 мЗв. Визуализация мягких тканей (органов средостения) при этом, однако, будет заметно затруднена за счет увеличения шума изображений.

Другие способы оценки доз облучения при КТ-исследованиях. Помимо непосредственного измерения существуют способы оценки доз облучения при КТ-исследованиях, не требующие специального дозиметрического оборудования. Это использование компьютерных программ расчета доз и информация производителей сканеров.

Программа ImPACT CT Patient Dosimetry Calculator (<http://www.impactscan.org/ctdosimetry.htm>) представляет собой документ Microsoft Excel, в который необходимо внести следующую информацию об исследовании: о фирме-производителе и модели сканера, технических параметрах протокола исследования (киловольты, миллиамперы, время ротации, коллимация, питч), зоне исследования (голова или туловище) и ее длине. В результате производимых программой автоматических расчетов получаем значения органных доз, $CTDI$, DLP и эффективной дозы.

В соответствии с существующими требованиями 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. Аналогичным образом отображаемое значение DLP изменяется в зависимости от установленной длины зоны сканирования. Следовательно, дозиметрическую информацию можно получить еще до начала сканирования, что позволяет адаптировать параметры протокола с учетом необходимости снижения дозы облучения. Для этого необходимо иметь рекомендуемые для данного исследования значения доз облучения.

В нашем исследовании измеренные, рассчитанные программой ImPACT CT Patient Dosimetry Calculator и отображаемые сканером значения дозиметрических параметров

были достаточно близки (табл. 4), что подтверждает корректность проведенных измерений.

Основные способы снижения доз облучения при КТ-исследованиях. Способы снижения доз облучения при КТ-исследованиях можно разделить на реализуемые пользователями и реализуемые производителями сканеров. Важно соблюдать те же общие принципы, что и в рентгенодиагностике в целом: проводить исследования только по показаниям; оценивать возможности не связанных с ионизирующим излучением методов диагностики (УЗИ, МРТ); не проводить повторные исследования, если в этом нет действительной необходимости (исключить дублирование) и др. Для уменьшения количества недиагностических исследований важна предварительная подготовка: для беспокойных пациентов и маленьких детей рассмотреть возможность медикаментозной седации с целью исключения двигательных артефактов; КТ брюшной полости и таза не следует проводить в ближайшем периоде после исследований ЖКТ с барием; учитывать на сколько конкретный пациент может задержать дыхание. Не следует неоправданно расширять зону исследования (четко определить уровень начала и окончания сканирования). При многофазных исследованиях с внутривенным введением контрастного вещества необходимо использовать оптимальные временные интервалы сканирования, по возможности ограничивая исследование зоной интереса (конкретным органом). Крайне важное значение имеет адаптация технических параметров КТ-исследования и использование низкодозовых протоколов, о чем речь шла выше.

Снижение доз облучения производителями оборудования достигается с помощью усовершенствования конструкции и программного обеспечения сканеров. В частности, фильтрация рентгеновского излучения отсекает низкоэнергетическую часть спектра, снижая поглощенную дозу. Специальная конструкция коллиматоров устраняет излучение, не участвующее в формировании изображений [12]. Использование шумопонижающих алгоритмов реконструкции позволяет получить изображения хорошего качества при меньшей дозе облучения [13]. С помощью методов автоматического контроля экспозиции, таких как автоматический выбор фиксированных значений силы тока в зависимости от возраста и массы тела пациента, а также модуляция силы тока в зависимости от степени ослабления излучения, фазы дыхания или сердечного цикла удается существенно снизить дозы облучения. За последние 5 лет использование методов автоматического контроля экспозиции позволило снизить дозы облучения при КТ-исследованиях на 10–30% без ухудшения качества изображений [14].

Диагностические контрольные уровни. Учитывая быстрое увеличение количества КТ-сканеров в республике, а также доли КТ-исследований в рентгенодиагностике, целесообразно внедрение в практическое использование концепции диагностических контрольных уровней (ДКУ). Данная концепция предложена Международной комиссией по радиационной защите в качестве важнейшего инструмента оптимизации и снижения доз облучения пациентов [15]. «Европейское руководство по критериям качества для компьютерной томографии» установило рекомендуемые значения ДКУ уже в 1999 г. [5]. На основании данного документа национальные ДКУ были внедрены во всех странах Евросоюза. В Великобритании ДКУ используют уже более 10 лет, за это время дозы облучения в рентгенодиагностике снизились на 33–60% [8].

«ДКУ – это рекомендуемые уровни дозы облучения при основных видах рентгенодиагностических исследований пациентов среднего роста и массы тела. Ожидается, что они не будут превышать при соблюдении стандартов диагностики и технического состояния рентгенодиагностического оборудования» (определение по [16]). Главная задача концепции ДКУ – способствовать снижению доз облучения.

Обычно в качестве ДКУ при КТ используют дозиметрические показатели $CTDI_{vol}$ и DLP [5, 8–10], расчетные значения которых отображаются на консоли томографа до начала сканирования. Это позволяет модифицировать параметры протокола с учетом необходимости снижения лучевой нагрузки. Эффективная доза в этом отношении

непрактична, поскольку является расчетным параметром от $CTDI$ и DLP и не отображается на консоли сканера.

ДКУ устанавливаются на уровне 75-го перцентиля измеренных значений дозиметрических параметров [15]. Это означает, что 75% измеренных значений находятся ниже ДКУ, остальные 25% – выше. ДКУ, рассчитанные по результатам выполненной нами дозиметрии на 8 сканерах, представлены в табл. 5.

Существующие на сегодня «примерные расчетные эффективные дозы» являются средними значениями [17]. Их внедрение в практическое использование в 2001 г. было прогрессивным шагом, направленным как на информирование медицинских работников о масштабе доз облучения при КТ-исследованиях, так и на создание системы учета доз. Вместе с тем регистрация одних и тех же значений «примерных расчетных эффективных доз» без привязки к конкретному КТ-сканеру и протоколу КТ-исследования носит достаточно формальный характер и не способствует оптимизации и снижению доз облучения пациентов. В этом отношении концепция ДКУ имеет существенные преимущества. Во-первых, устанавливаются рекомендуемые уровни доз, которые не следует превышать. Во-вторых, у контролирующих органов появляются конкретные цифры для проведения периодических проверок.

По нашему мнению, имеются все условия для внедрения комплексной системы контроля доз облучения при КТ-исследованиях в Республике Беларусь на основе концепции ДКУ:

реальные значения средних доз облучения и ДКУ определены;

все КТ-сканеры, установленные в республике после 2002 г., отображают на консоли оператора $CTDI_{vol}$ и DLP ;

на ранее установленных сканерах, не отображающих значения дозиметрических параметров, $CTDI_{vol}$ и DLP , могут быть рассчитаны с помощью программы ImPACT ST Patient Dosimetry Calculator;

сравнение отображаемых (рассчитанных) значений $CTDI_{vol}$ и DLP в процессе планирования конкретного КТ-исследования с предлагаемыми величинами ДКУ (табл. 5) позволяет судить об их соответствии или несоответствии.

В случае превышения установленных значений ДКУ необходимо принять меры по переработке протоколов КТ-исследований либо обосновать необходимость использования существующих протоколов, предусматривающих воздействие повышенных доз облучения.

Работу по оптимизации протоколов КТ-исследований достаточно провести один раз, чтобы привести получаемые пациентами дозы облучения в соответствие с рекомендуемыми величинами ДКУ и в дальнейшем придерживаться оптимизированных протоколов. В результате внедрения предлагаемой концепции дозы облучения пациентов при КТ-исследованиях будут находиться на контролируемом оптимальном уровне, а в перспективе – снижаться.

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 не только возрастающая доступность метода, расширение показаний к его использованию, появление новых высокоинформативных методик, но и технические принципы получения КТ-изображений. С целью снижения лучевой нагрузки на пациентов при КТ-исследованиях необходима полная и достоверная информация о величине доз облучения. В результате проведенной нами дозиметрии впервые в Республике Беларусь были получены 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 на основе использования диагностических контрольных уровней.

Авторы выражают благодарность заведующим и врачам кабинетов компьютерной томографии за содействие в сборе протоколов КТ-исследований и проведении дозиметрии.

*С. А. ХОРУЖИК^{1,2}, Г. В. ЧИЖ³, Е. В. БОГУШЕВИЧ¹, Г. В. ГАЦКЕВИЧ¹,
Д. С. КАНДЫБОВИЧ¹, С. А. МАЦКЕВИЧ⁴, С. А. УГОЛЬКОВА⁵,
Ж. В. БИЧАН⁴, С. В. СЕМЕНОВ⁵.*

ДОЗОВЫЕ НАГРУЗКИ ПРИ КОМПЬЮТЕРНО-ТОМОГРАФИЧЕСКИХ ИССЛЕДОВАНИЯХ

¹*Республиканский научно-практический центр онкологии и
медицинской радиологии им. Н. Н. Александрова, Минск, Беларусь,*
²*Белорусская медицинская академия последипломного образования, Минск,*
³*Министерство здравоохранения Республики Беларусь, Минск,*
⁴*Республиканский научно-практический центр радиационной медицины и экологии
человека, Гомель, Беларусь,*
⁵*Витебский областной клинический онкологический диспансер, Беларусь*

Резюме

Проведено измерение доз облучения при основных видах КТ-исследований на 8 сканерах в медицинских учреждениях гг. Минска, Витебска и Гомеля. Определены средние значения доз облучения, выявлена их значительная вариабельность, обусловленная главным образом отличием технических параметров протоколов исследований. Обоснована целесообразность практического внедрения концепции диагностических контрольных уровней доз облучения при КТ-исследованиях.

*S. A. KHARUZHYK^{1,2}, G. V. CHIZ³, E. V. BOGUSHEVICH¹, G. V. GATSKEVICH¹,
D. S. KANDYBOVICH¹, S. A. MATSKEVICH⁴, S. A. UGOLKOVA⁵,
ZH. V. BICHAN⁴, S. V. SEMENOV⁵.*

DOSE LEVELS FOR COMPUTED TOMOGRAPHY EXAMINATIONS

¹*Republican Scientific-Practical Center of Oncology and
Medical Radiology Named for N.N. Alexandrov, Minsk, Belarus,*
²*Belarusian Medical Academy of Post-Graduate Education, Minsk,*
³*Ministry of Health of Republic of Belarus, Minsk,*
⁴*Republican Scientific-Practical Center of Radiation Medicine Human Ecology, Homel, Belarus,*
⁵*Vitebsk Regional Clinical Oncology Dispensary, Belarus*

Summary

Radiation doses from main types of CT examinations were measured on 8 scanners at healthcare institutions in Minsk, Vitebsk and Homel. Mean dose values were determined. Significant variation of dose levels was revealed explained mainly by difference of scanning parameters. Practicability of introduction into routine use of diagnostic reference levels of dose values for CT examinations was grounded.

Литература

1. United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation (UNSCEAR). 2000 Report to the General Assembly, Annex D: Medical Radiation Exposures. N.Y., 2000.
2. Kalender W. A. Computed tomography: fundamentals, system technology, image quality, applications. Erlangen, 2005.
3. Frush D. P., Applegate K. // J. Am. Coll. Radiol. 2004. Vol. 1, N 2. P. 113–119.
4. Тарутин И.Г., Хоружик С.А., Чиж Г.В. Протокол контроля качества работы рентгеновских компьютерных томографов (инструкция по применению). Утв. МЗ РБ 26.06.2006 г., рег. № 192-1205. Минск, 2006. (Режим доступа: http://nld.by/personal/downloads/by_ct_quality_control.pdf)
5. European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography, Report EUR 16262. Luxembourg, 1999.
6. McNitt-Gray M. F. // RadioGraphics. 2002. Vol. 22. P. 1541–1553.
7. Хоружик С.А., Тарутин И.Г., Чиж Г.В. // Актуальные проблемы онкологии и медицинской радиологии: сб. науч. работ. Минск, 2006. С. 215–225.
8. 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, 2005.
9. Hatzioannou K., Papanastassiou E., Delichas M., Bousbouras P. // Br. J. Radiol. 2003. Vol. 76. P. 541–545.
10. Tsapaki V., Aldrich J. E., Sharma R. et al. // Radiology. 2006. Vol. 240, N 3. P. 828–834.
11. Алгоритмы диагностики и лечения больных злокачественными новообразованиями (утв. приказом МЗ РБ № 80 от 9 февр. 2007 г.), Минск, 2007.
12. AAPM Report 96. The Measurement, Reporting, and Management of Radiation Dose in CT. Report of AAPM Task Group 23 of the Diagnostic Imaging Council CT Committee. – College Park: AAPM, 2008.
13. Kalra M. K., Maher M. M., Toth T. L. et al. // Radiology. 2004. Vol. 230. P. 619–628.
14. ICRP Publication 87. Managing patient dose in computed tomography: A report of the Intern. Commission on Radiol. Protection // Ann. ICRP. Vol. 30. P. 7–45.
15. ICRP Publication 60. 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection // An. of the ICRP. Vol. 21. N 1–3.
16. 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. 22–27.
17. Чиж Г.В., Полойко Ю.Ф. Контроль доз облучения пациентов при рентгенодиагностических исследованиях (инструкция по применению). Утв. МЗ РБ 11.09.2001 г., Минск, 2001.

Т а б л и ц а 1. Основных технические параметры протоколов КТ-исследований, влияющие на дозу облучения

Зона исследования	Параметры протокола КТ-исследования			
	мАс	напряжение, кВ	коллимация, мм	питч
Головной мозг	200–405	120–130	2,5–10	1
Шея	150–405	110–130	2,5–5	1–1,38
Грудная полость	105–345	120–140	2,5–10	1–1,5
Брюшная полость	143–495	120–130	2,5–10	1–1,5
Таз	158–495	120–140	2–10	1–1,5

Примечание. В табл. 1–3 приведены данные 8 сканеров в 7 медицинских учреждениях Беларуси.

Т а б л и ц а 2. Результаты КТ-дозиметрии, проведенной в медучреждениях Республики Беларусь (средние значения \pm стандартное отклонение), в сравнении с данными других авторов (средние значения)

Зона исследования	Дозиметрический параметр	Республика Беларусь, 2007–2008 гг.	Великобритания, 2005 г. [8]	Греция, 2003 г. [9]	Польша, 2006 г. [10]	Таиланд, 2006 г. [10]
Головной мозг	$CTDI_w$, мГр	50,2 \pm 14,3	57	57,9	19	43
	$CTDI_{vol}$, мГр	50,2 \pm 14,3	56	–	–	–
	DLP , мГр·см	597,4 \pm 179,3	690	677	527	386
	E , мЗв	1,4 \pm 0,4	1,5	1,6	–	–
Шея	$CTDI_w$, мГр	40,7 \pm 15,0	–	–	–	–
	$CTDI_{vol}$, мГр	39,3 \pm 15,6	–	–	–	–
	DLP , мГр·см	470,0 \pm 188,4	–	–	–	–
	E , мЗв	2,6 \pm 1,0	–	–	–	–
Грудная полость	$CTDI_w$, мГр	18,9 \pm 6,4	14	19	–	–
	$CTDI_{vol}$, мГр	16,4 \pm 5,3	10	–	14,2	7,2
	DLP , мГр·см	407,8 \pm 130,4	400	401	447	247
	E , мЗв	6,9 \pm 2,2	5,8	6,8	–	–
Брюшная полость	$CTDI_w$, мГр	23,7 \pm 6,4	16	22,4	–	–
	$CTDI_{vol}$, мГр	21,4 \pm 7,1	12	–	15,8	9,5
	DLP , мГр·см	469,9 \pm 156,4	350	464	550	402
	E , мЗв	7,0 \pm 2,3	5,3	7,0	–	–
Таз	$CTDI_w$, мГр	25,2 \pm 7,9	16	22,4	–	–
	$CTDI_{vol}$, мГр	23,1 \pm 8,5	11	–	–	–
	DLP , мГр·см	462,1 \pm 169,2	470	336	–	–
	E , мЗв	8,8 \pm 3,2	7,1	6,4	–	–

Т а б л и ц а 3. Минимальные и максимальные значения эффективных доз облучения, мЗв

Значения доз	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.)
Соотношение max:min	2,2	2,7	3,1	3,1	3,6

Примечание. В скобках указана технология сканирования

Т а б л и ц а 4. Измеренные, рассчитанные с помощью программы ImPACT CT Patient Dosimetry Calculator и отображаемые сканером Light Speed RT значения $CTDI_{vol}$, мГр

Показатель	Головной мозг	Шея	Грудная полость	Брюшная полость	Таз
Измеренные значения	48,7	48,7	21,3	21,3	21,3
Расчет с помощью программы	51,1	51,1	22,8	22,8	22,8
Показания сканера	40,8	40,8	19,9	19,9	19,9

Т а б л и ц а 5. Предлагаемые величины диагностических контрольных уровней

Зона исследования	Дозиметрический параметр	
	$CTDI_{vol}$, мГр	DLP , мГр·см
Головной мозг	60	730
Шея	55	640
Грудная полость	20	500
Брюшная полость	30	600
Таз	25	490



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

Ref. Physician:	H-SP						
Ward:	07-Sep-2007 12:07						
Physician:							
Operator:	Total mAs 10818						
	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

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

Хоружик С.А., Чиж Г.В., Богушевич Е.В., Гацкевич Г.В., Кандыбович Д.С., Мацкевич С.А., Уголькова С.А., Бичан Ж.В., Семенов С.В. **Дозовые нагрузки при компьютерно-томографических исследованиях** // Весті НАН Беларусі. Сер. мед. навук. 2008. № 4. С.

Измерены дозы облучения при основных видах КТ-исследований на 8 КТ-сканерах в 7 медицинских учреждениях Республики Беларусь. Средние значения эффективной дозы облучения составили при КТ головного мозга – $1,4 \pm 0,4$ мЗв, шеи – $2,6 \pm 1,0$ мЗв, грудной полости – $6,9 \pm 2,2$ мЗв, брюшной полости – $7,0 \pm 2,3$ мЗв, таза – $8,8 \pm 3,2$ мЗв. Выявлена значительная вариабельность доз облучения между учреждениями, обусловленная главным образом отличием технических параметров протоколов исследований. Предложена комплексная система контроля доз облучения при КТ-исследованиях, основанная на использовании диагностических контрольных уровней. Внедрение данной системы не требует дополнительных материальных затрат и приведет к снижению лучевых нагрузок на пациентов.

Табл. 5. Ил. 2. Библиогр. – 17 назв.