

*Цитирование: Хоружик С.А., Михайлов А.Н.. Доза облучения при компьютерно-томографических исследованиях: дозиметрические параметры, измерение, способы снижения, радиационный риск. // Вестн. рентгенологии и радиологии. – 2007. – № 6. – С. 53-62.*

## **ДОЗА ОБЛУЧЕНИЯ ПРИ КОМПЬЮТЕРНО-ТОМОГРАФИЧЕСКИХ ИССЛЕДОВАНИЯХ: ДОЗИМЕТРИЧЕСКИЕ ПАРАМЕТРЫ, ИЗМЕРЕНИЕ, СПОСОБЫ СНИЖЕНИЯ, РАДИАЦИОННЫЙ РИСК**

С.А. Хоружик, А.Н. Михайлов

ГУ «РНПЦ онкологии и медицинской радиологии им. Н.Н. Александрова», ГУО «Белорусская медицинская академия последипломного образования», г. Минск, Республика Беларусь

### **Резюме.**

Компьютерная томография – высокоинформативный, но в то же время связанный с высокой лучевой нагрузкой метод диагностики. Целью статьи является обзор дозиметрических параметров при КТ, методов определения дозы облучения, факторов, влияющих на дозу, способов ее снижения, а также радиационных рисков. Приводятся собственные результаты КТ-дозиметрии на восьми сканерах с различной технологией сканирования. Подчеркивается, что в основе успешного и безопасного использования метода КТ лежит поиск оптимального баланса дозы облучения и качества изображений.

**Ключевые слова:** компьютерная томография, компьютерно-томографический индекс дозы, эффективная доза облучения, автоматический контроль экспозиции, радиационный риск.

## **RADIATION DOSE FROM COMPUTED TOMOGRAPHY EXAMINATIONS: DOSIMETRIC PARAMETERS, MEASUREMENT, TECHNIQUES TO DECREASE DOSE, RADIATION RISK**

S.A. Khoruzhik, A.N. Mikhailov

RSPC of Oncology and Medical Radiology named for N.N. Alexandrov, Belarusian Medical Academy of Postgraduate Education, Minsk, Republic of Belarus

### **Abstract.**

Computed tomography is a highly effective but high radiation dose diagnostic technique. The aim of this article is to review CT dosimetric parameters, techniques to estimate radiation dose, factors influencing dose, ways of decreasing dose and to review radiation risks. Own results of dosimetry on eight CT scanners with different scanning technology are presented. It's underlined that successful and safe use of CT depends on finding optimal balance between radiation dose and image quality.

**Index terms:** computed tomography, computed tomography dose index, effective dose, automatic exposure control, radiation risk.

Компьютерная томография (КТ) является относительно высокодозным рентгенологическим методом диагностики. Согласно данным Комитета ООН по действию атомной радиации в 2000г. доля КТ-исследований в рентгенодиагностике во всем мире составила 5%, а вклад в коллективную дозу облучения населения – 34%, в наиболее развитых странах – 6% и 41% соответственно [1]. В Германии в 2003г. доля КТ-исследований составляла 6%, а вклад в коллективную дозу – 47% [2]. В США в 2002г. вклад КТ в коллективную дозу достигал 67%, что делало ее вторым после природного фона источником облучения населения [3]. Особенно широко КТ используется в онкологии вследствие высокой информативности метода и необходимости повторных исследований для контроля эффективности лечения.

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. Это позволяет считать, что вклад КТ в коллективную дозу облучения населения будет и дальше возрастать.

#### **Дозиметрические параметры.**

Для КТ характерна ротационная геометрия облучения, за счет чего получают поперечные (аксиальные) срезы тела человека. Это обуславливает наличие собственных, используемых только в КТ, дозиметрических параметров:

- компьютерно-томографический индекс дозы (Computed Tomography Dose Index, CTDI) – мера поглощенной дозы в одном томографическом срезе. Единица измерения – мГр;

- произведение доза-длина (Dose Length Product, DLP) – поглощенная доза за все КТ-исследование с учетом длины сканируемой области и количества повторных сканирований. Единица измерения – мГр·см.

Как и в традиционной рентгенодиагностике, мерой биологического риска облучения при КТ является эффективная доза  $E$ , единица измерения – мЗв. Эффективная доза позволяет прямое сравнение с дозой облучения при других рентгенодиагностических исследованиях.

#### **Измерение дозы облучения при КТ.**

Наиболее точным методом измерения дозы облучения при КТ-исследованиях является термолюминисцентная дозиметрия [4,5]. Для этого используют антропоморфные фантомы Андерсона-Рандо, содержащие человеческий скелет и тканеэквивалентные пластики и имитирующие тело мужчины и женщины. В каждый из имитированных органов помещают несколько термолюминисцентных чипов размерами около  $3 \times 3 \times 0,8$  мм. Общее количество чипов достигает нескольких десятков. Термолюминисцентный чип содержит субстанцию (фторид лития), которая после облучения испускает свет пропорционально поглощенной дозе. В результате становится возможным измерить органы поглощенные дозы, из которых с использованием известных взвешивающих коэффициентов рассчитывают эффективную дозу [6]. Данная методика дозиметрии достаточно трудоемка и малодоступна.

Более распространенным является использование дозиметрических РММА (пластик полиметилметакрилат) фантомов для измерения CTDI [7,8,9]. Комплект дозиметрического оборудования включает (рис. 1):

- РММА фантом 16 см в диаметре, имитирующий голову взрослого человека. Данный фантом предназначен для измерения CTDI при параметрах КТ-исследований головы и шеи у взрослых, а также головы, шеи и туловища у детей;

- РММА фантом 32 см в диаметре, имитирующий туловище взрослого человека. Предназначен для измерения CTDI при параметрах КТ-исследований туловища у взрослых;

- дозиметр для измерения CTDI;

- ионизационную камеру с длиной зоны измерения 10 см.

Дозиметрические РММА фантомы имеют одно отверстие в центре и четыре отверстия на периферии (0°, 90°, 180° и 270°) на расстоянии 1 см от края, предназначенные для размещения в них ионизационной камеры.

Величина CTDI определяется техническими параметрами протокола КТ-исследования (сила тока и напряжение в рентгеновской трубке, время ротации, коллимация среза), конструктивными особенностями сканера (геометрическая эффективность детектора, фильтрация рентгеновского излучения) и не зависит от характеристик пациента.

Для измерения CTDI необходимо позиционировать фантом в центре апертуры гентри и выполнить одиночный срез (на сканерах с последовательной технологией сканирования) или одиночную полную ротацию (на сканерах со спиральной и многосрезовой технологиями) в последовательном режиме сканирования при параметрах протокола КТ-исследования, для которого необходимо измерить дозу облучения. Значение CTDI рассчитывают по формуле:

$$CTDI_{100} = \frac{1}{N \cdot T} \cdot \int_{-50 \text{ мм}}^{+50 \text{ мм}} D(z) dz ,$$

где CTDI<sub>100</sub> – компьютерно-томографический индекс дозы, получаемый при измерениях с помощью ионизационной камеры с активной зоной длиной 10 см (мГр); D(z) – профиль дозы вдоль оси z, перпендикулярной плоскости среза; N – количество сканируемых за одну ротацию срезов (в случае последовательной и спиральной технологии сканирования N=1, при многосрезовой технологии сканирования N>1); T – толщина среза в сантиметрах, определяемая физической коллимацией. Ограничение интегрирования пределами от –50 мм до +50 мм обусловлено использованием ионизационной камеры с длиной зоны измерения 10 см. Измерение CTDI<sub>100</sub> производят в центре и каждой из четырех точек на периферии фантома.

Вследствие ротационной геометрии облучения поглощенная доза рентгеновского излучения при КТ максимальна на поверхности и убывает к центру сканируемого объекта (перепад дозы от периферии к центру составляет 2-5 раз). Поэтому для оценки поглощенной дозы в одном КТ-срезе (за одну ротацию) используется взвешенное значение CTDI, рассчитываемое по формуле:

$$CTDI_w = \frac{1}{3} \cdot CTDI_{100,c} + \frac{2}{3} \cdot CTDI_{100,p} ,$$

где CTDI<sub>w</sub> – взвешенное значение CTDI (мГр); CTDI<sub>100,c</sub> – значение CTDI<sub>100</sub> в центре фантома (мГр); CTDI<sub>100,p</sub> – среднее из четырех значений CTDI<sub>100</sub> на периферии фантома (мГр).

Для характеристики поглощенной дозы облучения за все КТ-исследование рассчитывают параметр DLP по формуле:

$$DLP = \sum_i CTDI_w \cdot (N \cdot T) \cdot n ,$$

где DLP – произведение доза-длина (мГр·см); CTDI<sub>w</sub> – взвешенное значение CTDI (мГр); N·T – общая коллимация пучка рентгеновского излучения (см); n – количество аксиальных срезов при последовательной технологии сканирования или спиральных ротаций при спиральной и многосрезовой технологиях сканирования; i – количество сканирований. Символ  $\sum$  означает, что суммируется вклад в дозу облучения всех i-тых сканирований в рамках данного КТ-исследования, например, сканирование нескольких анатомических областей с различными параметрами протокола или при многофазных исследованиях с внутривенным контрастным усилением.

Помимо описанного метода расчета поглощенной дозы за все КТ-исследование исходя из количества срезов или спиральных ротаций, для расчета DLP можно также использовать такой параметр, как питч. Питч характеризует наличие пропусков

сканирования между срезами при последовательной технологии сканирования и скорость движения стола при спиральной и многосрезовой технологиях сканирования:

$$p = \frac{\Delta d}{N \cdot T},$$

где  $p$  – питч;  $\Delta d$  – сдвиг стола за полную ротацию (см);  $N \cdot T$  – общая коллимация пучка рентгеновского излучения (см).

На сканерах с последовательной технологией сканирования при питче более 1 между срезами появляются промежутки (пропуски сканирования). При спиральной и многосрезовой технологиях сканирования при питче более 1 витки спирали не прилегают вплотную друг к другу (спираль как бы растягивается), но пропусков сканирования не происходит за счет непрерывного движения стола и использования специального алгоритма реконструкции изображений. При неизменности других параметров протокола исследования доза облучения уменьшается пропорционально увеличению питча.

Дозиметрическим параметром, учитывающим влияние питча на дозу облучения при КТ, является объемный взвешенный CTDI, который рассчитывают по формуле:

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

где  $CTDI_{vol}$  – объемный взвешенный CTDI (мГр);  $CTDI_w$  – взвешенное значение CTDI (мГр);  $p$  – питч.

Тогда DLP можно рассчитать по формуле:

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

где DLP – произведение доза-длина (мГр·см);  $CTDI_{vol}$  – объемный взвешенный CTDI (мГр);  $L$  – длина зоны сканирования (см);  $i$  – количество сканирований.

Завершающим этапом КТ-дозиметрии является расчет эффективной дозы, для чего используют 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<sup>-1</sup>·см<sup>-1</sup>).

Изменение коэффициента  $E_{DLP}$  в зависимости от области исследования обусловлено относительным распределением радиочувствительных органов в теле человека. Значения коэффициента  $E_{DLP}$  для взрослых приведены в «Европейском руководстве по критериям качества для компьютерной томографии» [7] и составляют: для головного мозга – 0,0023, для шеи – 0,0054, грудной полости – 0,017, брюшной полости – 0,015, таза – 0,019.

В ноябре 2007 – феврале 2008 гг. нами произведено измерение доз облучения при основных видах КТ-исследований в медицинских учреждениях гг. Минска, Витебска и Гомеля. Дозиметрия выполнена на восьми КТ-сканерах: с последовательной технологией сканирования – 2 сканера, спиральных – 3, многосрезовых – 3, в том числе позволяющих получить четыре среза за ротацию – 2, шесть срезов за ротацию – 1. Производители сканеров: Сименс – 3 сканера, Дженерал Электрик – 3, Филипс – 2. Средние значения эффективных доз облучения составили: при КТ головного мозга – 1,4±0,4 мЗв, при КТ шеи (мягкие ткани) – 3,1±1,3 мЗв, грудной полости – 8,4±2,7 мЗв, брюшной полости – 8,0±2,7 мЗв, таза – 8,8±3,2 мЗв. Полученные нами значения дозиметрических параметров согласуются с данными других авторов [4,10,11] (таблица 1).

#### **Другие способы оценки дозы облучения при КТ.**

Помимо непосредственного измерения, существуют другие способы оценки доз облучения при КТ-исследованиях, не требующие специального дозиметрического оборудования. К этим способам относятся использование компьютерных программ расчета доз и информация производителей сканеров. В частности, программа ImPACT CT

Patient Dosimetry Calculator (<http://www.impactscan.org>) представляет собой документ Microsoft Excel, в который необходимо внести следующую информацию (Рис. 2):

- фирма-производитель КТ-сканера (выбрать из раскрывающегося списка);
- модель сканера (выбрать из раскрывающегося списка);
- зона исследования: голова или туловище;
- технические параметры протокола исследования: киловольты, миллиамперы, время ротации, общая коллимация, питч (вписать);
- установить уровень и длину зоны сканирования.

В результате производимых программой автоматических расчетов получаем значения органных доз, CTDI, DLP и эффективной дозы для выбранных параметров КТ-исследования.

В соответствии с существующими требованиями все современные КТ-сканеры отображают значения  $CTDI_{vol}$  (реже  $CTDI_w$  в зависимости от модели сканера) и DLP на мониторе управляющей консоли во время планирования КТ-исследования. Если оператор изменяет параметры протокола исследования, отображаемое на мониторе значение CTDI также изменяется. Аналогично, отображаемое значение DLP изменяется в зависимости от установленной оператором длины зоны сканирования. Данные значения отображаются на мониторе еще до начала сканирования (Рис. 3), что позволяет адаптировать параметры протокола с учетом необходимости снижения дозы облучения.

#### **Факторы, влияющие на дозу облучения.**

По результатам наших измерений разброс значений эффективных доз облучения на восьми КТ-сканерах достигал при исследованиях головного мозга 2,2 раза, шеи – 2,7 раза, грудной полости – 3,1 раза, брюшной полости – 3,6 раз, таза – 3,6 раз. Чем обусловлены такие существенные различия доз облучения при одних и тех же исследованиях в различных медицинских учреждениях?

Можно выделить три группы факторов, непосредственно влияющих на дозу облучения при КТ-исследованиях [8]:

##### 1. Параметры протокола исследования (таблица 2):

- сила тока в рентгеновской трубке (мА);
- время ротации (сек.);
- высокое напряжение (кВ);
- питч;
- толщина коллимированного среза (мм);
- количество повторных сканирований (например, до и после внутривенного введения контрастного вещества).

##### 2. Конструктивные особенности КТ-сканера:

- коллимация и фильтрация рентгеновского излучения;
- расстояние между фокусным пятном рентгеновской трубки и изоцентром сканера;
- геометрическая эффективность;
- использование алгоритмов снижения шума при реконструкции изображений;
- модуляция силы тока.

##### 3. Характеристики пациента:

- телосложение (масса тела, рост) и возраст;
- подготовка к исследованию.

Также имеются факторы, непрямо влияющие на дозу облучения. Например, при выборе более жесткого фильтра реконструкции оператор может увеличить мАс, что приведет к увеличению дозы.

Важным моментом является взаимозависимость дозы облучения и качества изображений. Основными параметрами качества КТ-изображений являются уровень шума, пространственная и контрастная разрешающая способность, отсутствие артефактов [12,13,14]. Если в пленочной рентгенографии превышение рекомендуемой экспозиции приведет к избыточному почернению рентгеновской пленки (рентгенограмма будет

испорчена), то в КТ действует обратная закономерность: при увеличении дозы облучения качество изображений улучшается за счет снижения шума. С практической точки зрения качество изображений должно быть достаточным для решения конкретной диагностической задачи при минимально возможной дозе облучения. Это достигается путем тщательного выбора параметров протокола исследования и периодического контроля технического состояния КТ-сканера.

#### **Технология сканирования и доза облучения.**

В настоящее время в медицинских учреждениях используются как сканеры с последовательной, так и спиральной (СКТ) и многосрезовой (МСКТ) технологиями сканирования. С появлением СКТ предполагалось, что доза облучения увеличится. Эти опасения могут быть обоснованными с учетом возрастания скорости сканирования, что может привести к неоправданному расширению зоны исследования. Вместе с тем, существует и ряд предпосылок к снижению дозы при СКТ [2]:

- для улучшения качества мультипланарных реконструкций при последовательной технологии сканирование осуществляли с наложением срезов друг на друга, что увеличивало дозу. При СКТ в этом нет необходимости, поскольку можно реконструировать срезы с перекрытием уже после окончания сканирования;

- при последовательной технологии нередко приходилось прибегать к повторному сканированию из-за движений пациента или неравномерной задержки дыхания. Вследствие ускорения сканирования двигательные артефакты являются меньшей проблемой при СКТ, к повторному сканированию прибегать не приходится;

- значения мАс в спиральных томографах нередко уменьшены для предотвращения перегрева трубки при ее более длительном включении;

- выбор питча более 1 приводит к пропорциональному снижению дозы облучения.

Преимуществом МСКТ перед СКТ является дальнейшее улучшение временной и пространственной разрешающей способности. Обратной стороной согласно первоначальным сообщениям было увеличение дозы облучения по сравнению с СКТ на 10-30% по следующим причинам [15]:

- необходимость повышения мАс для преодоления увеличивающегося при тонкой коллимации уровня шума;

- в связи со значительным сокращением времени сканирования – расширение зоны исследования;

- использование нескольких фаз контрастного усиления.

Имеются также конструктивные особенности сканера, приводящие к увеличению дозы облучения при МСКТ. Параметром, характеризующим утилизацию сканером рентгеновского излучения, является геометрическая эффективность. Она выражается в процентах и показывает долю излучения, улавливаемого детектором. Остальное излучение не участвует в формировании изображений, но вносит вклад в облучение пациента. На многосрезовых сканерах геометрическая эффективность снижается за счет:

- эффекта «лишней дозы» (англ. overbeaming) по краям детектора, обусловленного конусовидной формой пучка рентгеновского излучения, за счет чего ширина радиационного поля в направлении сканирования больше, чем ширина детектора. Эффект лишней дозы увеличивается при коллимации менее 2 мм, более выражен на 4-срезовых сканерах и значительно меньше на 16-срезовых;

- наличия одной-двух дополнительных ротаций (англ. overscanning) в начале и конце спирального сканирования, необходимых для реконструкции изображений;

- наличия тонких перегородок между детекторными элементами.

Так, на 4-срезовом сканере LightSpeed RT геометрическая эффективность при коллимации 4x5 мм составляет 95,9%, а при коллимации 4x1,25 мм снижается до 59,4%. Доза облучения при этом возрастает на 26% (собственные данные).

Озабоченность населения и регулирующих ведомств потенциальным возрастанием доз облучения при МСКТ подтолкнула производителей оборудования к активному поиску

способов снижения облучения, в первую очередь за счет усовершенствования конструкции сканеров и приемов автоматического контроля экспозиции. Это привело к существенному снижению доз облучения на МСКТ-сканерах за последние годы [16]. Показательно, что в нашем исследовании самыми низкими оказались дозы облучения на 6-срезовом сканере 2005 года выпуска и самыми высокими – на сканере с последовательной технологией сканирования 1990 года выпуска.

#### **Основные способы снижения дозы облучения при КТ-исследованиях.**

Способы снижения доз облучения при КТ можно разделить на две группы: реализуемые медицинским персоналом и реализуемые производителями сканеров.

При КТ-исследованиях важно соблюдать те же общие принципы, что и при других рентгенодиагностических процедурах [15]: проводить исследования только по показаниям; взвесить возможности методов диагностики, не связанных с ионизирующим излучением (УЗИ, МРТ); не проводить повторные исследования без действительной необходимости (исключить дублирование). Для уменьшения количества недиагностических исследований важна предварительная подготовка: у беспокойных пациентов и маленьких детей рассмотреть возможность медикаментозной седации для исключения двигательных артефактов; КТ брюшной полости и таза не следует проводить в ближайшем периоде после исследований ЖКТ с барием. Не следует неоправданно расширять зону исследования (четко определить уровень начала и окончания сканирования). При многофазных исследованиях после внутривенного введения контрастного вещества необходимо использовать оптимальные временные интервалы сканирования, по возможности ограничивая уровень сканирования во второй и последующих фазах только зоной интереса (конкретным органом).

Из технических параметров протокола КТ-исследования наиболее важным для снижения дозы облучения является произведение силы тока на время (мАс) [8,15]. Уменьшение мАс в 2 раза приведет к уменьшению дозы в 2 раза, но при этом увеличится шум изображений, визуально воспринимаемый как повышенная зернистость. В некоторых случаях можно снизить мАс без ущерба качеству диагностики, например, при скрининговых исследованиях легких, КТ-ангиографии, КТ-колонографии, исследованиях костей. В других ситуациях, когда большее значение имеет контрастная разрешающая способность, снижение мАс может привести к ухудшению визуализации низкоконтрастных образований, например, при опухолях печени.

Наиболее целесообразно адаптировать мАс в зависимости от телосложения и возраста пациента [14]. Это особенно актуально, учитывая большую радиочувствительность, при исследованиях детей. Независимо от массы тела количество излучения, достигающего детектора КТ-сканера, должно быть одинаковым для получения изображений с одинаковым уровнем шума. Поскольку количество ионизирующего излучения на выходе из объекта увеличивается при уменьшении его размера, то у худых пациентов и детей доза облучения может быть снижена без негативных последствий для качества изображений (таблица 3) [16].

Снижение кВ, увеличение pitch и уменьшение времени сканирования приведут к снижению дозы облучения при прочих неизменных параметрах протокола исследования [8,14-17]. Также необходимо помнить, что более тонкая коллимация может привести к возрастанию дозы облучения, особенно на многосрезовых КТ-сканерах [8].

Снижение доз облучения производителями оборудования достигается с помощью усовершенствования конструкции и программного обеспечения сканеров [15,16]. В частности, фильтрация рентгеновского излучения отсекает низкоэнергетическую часть спектра, не участвующую в формировании изображений, снижая тем самым поглощенную дозу. Ограничение прямого и отраженного излучения осуществляется за счет коллимации рентгеновского пучка. В современных КТ-сканерах обычно имеется коллиматор «перед пациентом» (коллиматор рентгеновской трубки) и коллиматор «после пациента» (коллиматор детектора). Коллиматор перед пациентом формирует угол расхождения

рентгеновского луча в плоскости сканирования в соответствии с размером пациента в поперечном сечении (сканируемое поле меньше при исследованиях головы и больше при сканировании туловища), а также ширину луча в направлении сдвига стола [14]. Использование шумо-понижающих алгоритмов реконструкции позволяет получить изображения хорошего качества при меньшей дозе облучения [17]. Так, специальный «адаптивный» фильтр реконструкции изображений позволяет снизить дозу облучения на 30% [18].

Большие возможности по снижению доз дают методы автоматического контроля экспозиции, включающие: автоматический выбор фиксированных мА в зависимости от размеров пациента; модуляцию мА в зависимости от степени ослабления излучения в теле пациента; модуляцию мА в зависимости от фазы дыхания или сердечного цикла и другие. Методы автоматического контроля экспозиции снизили дозы облучения пациентов при КТ-исследованиях на 10-30% за последние 5 лет без ухудшения качества изображений [16].

#### **Автоматическая модуляция дозы.**

Имеется значительная вариация степени поглощения рентгеновского излучения в теле пациента при облучении под различными углами либо от одной области исследования к другой. Поскольку уровень шума КТ-изображений определяется проекцией, в которой поглощение излучения максимально, то в других проекциях, в которых степень абсорбции не так значительна, интенсивность излучения может быть уменьшена без потери качества изображений. Эта концепция, названная модуляцией дозы, была впервые предложена Naaga J.R. с соавт. в 1981 г. [19] и реализована на практике компанией Дженерал Электрик Медицинские Системы в 1994 г., что позволило снизить облучение на 20% [20]. В 1999 г. Gies M. и Kalender W.A. с соавт. добились снижения доз на 40% [21]. В настоящее время все производители устанавливают на своих сканерах программы модуляции дозы под разными фирменными названиями: Сименс – CAREdose4D, Дженерал Электрик – SmartScan, Тошиба – SUREExposure, Филипс – DoseRight ACS/DOM.

Приемы модуляции дозы разделяют на угловую (x,y-модуляция), продольную (z-модуляция), комбинированную и временную [15,22,23]. При угловой модуляции мА изменяются в процессе каждой ротации в зависимости от степени поглощения излучения в данной проекции. Так, мА возрастают при сканировании грудной полости в боковом направлении, особенно в зоне плечевого пояса, и снижаются при прохождении лучей в передне-заднем и задне-переднем направлениях. При продольной модуляции степень ослабления рентгеновского излучения тканями оценивается по топограмме, а мА изменяются в зависимости от сканируемого уровня (например, уменьшаются при сканировании нижнего этажа брюшной полости и увеличиваются при сканировании таза).

Временная модуляция используется при КТ-исследованиях сердца с ретроспективной реконструкцией изображений. В этом случае мА могут быть уменьшены в несколько раз в фазе сердечного цикла (систоле), которая представляет меньший интерес для последующей реконструкции изображений. Доза облучения может уменьшиться до 50% в зависимости от частоты сердечных сокращений (меньше при большей ЧСС и нерегулярном пульсе).

Использование приемов модуляции дозы также позволяет поддерживать уровень шума КТ-изображений на стабильном уровне независимо от телосложения пациента и исследуемой области.

#### **Радиационный риск.**

Мерой радиационного риска при рентгенологических исследованиях является эффективная доза. Эффективные дозы облучения при КТ значительно превосходят дозы в традиционной рентгенодиагностике [1,15]. По данным Королевского колледжа радиологов Великобритании эффективная доза при рентгенографии черепа составляла 0,06 мЗв, а при КТ головного мозга – 2 мЗв, при рентгенографии грудной полости в задне-



передней проекции – 0,02 мЗв, а при КТ – 8 мЗв, брюшной полости или таза – 0,7 и 10 мЗв соответственно [24]. Diederich S. с соавт. указывают, что эффективные дозы при рентгенографии органов грудной полости в двух проекциях находятся в интервале 0,06-0,25 мЗв, при КТ со стандартными параметрами сканирования – 3-27 мЗв, при низкодозовой КТ – 0,3-0,55 мЗв [25].

Имеются специальные методики КТ-исследований, при которых доза облучения пациентов может быть еще выше. Так, при биопсиях, радиочастотной абляции, дренировании абсцессов и нефростомии под КТ-контролем средние эффективные дозы составили 23 мЗв (интервал 5,8-46,6 мЗв), 35,3 мЗв (18,4-57,2 мЗв), 16,2 мЗв (10,9-31,5 мЗв) и 11,5 мЗв (5,1-32,7 мЗв) соответственно [26]. По данным Keat N. максимальное время КТ-флюороскопии при интервенционных процедурах достигает 660 сек., что при мощности входной кожной дозы 4-5 мГр/сек. может превысить порог преходящей кожной эритемы (2 Гр) [27]. При сочетании повторных (два и более в течение 15 дней) перфузионных МСКТ-исследований головного мозга и дигитальной субтракционной ангиографии были отмечены случаи преходящей аллопеции. Кожная доза при перфузионной МСКТ составила 1,93 Гр [28].

Появление описанных детерминированных эффектов при обычных КТ-исследованиях вряд ли возможно. Вместе с тем, стохастические эффекты облучения не имеют пороговой дозы. Согласно данным Международной комиссии по радиационной защите можно ожидать, что облучение 100.000 человек в дозе 1 мЗв приведет к возникновению 5 дополнительных случаев смерти от радиационно-индуцированного рака [6]. Наиболее велик риск развития рака желудка (фактор риска  $1,1 \times 10^{-2} \cdot \text{Зв}^{-1}$ ), толстой кишки и легкого (по  $0,85 \times 10^{-2} \cdot \text{Зв}^{-1}$ ), лейкоза ( $0,5 \times 10^{-2} \cdot \text{Зв}^{-1}$ ), рака пищевода и мочевого пузыря (по  $0,3 \times 10^{-2} \cdot \text{Зв}^{-1}$ ), далее в порядке убывания – молочной железы, печени, яичников, щитовидной железы. Эти риски можно соотнести со средними значениями эффективной дозы при КТ-исследованиях (2-10 мЗв).

Риск развития радиационно-индуцированного рака у детей существенно выше, чем у взрослых, и составляет для детей в возрасте одного года при КТ-исследованиях брюшной полости 1 на 550, головного мозга – 1 на 1500 [29]. Это связано как с повышенной радиочувствительностью детей, так и с большей ожидаемой продолжительностью жизни. Расчеты показывают, что в США выполнение КТ у детей до 15 лет является причиной 500 дополнительных случаев смерти от радиационно-индуцированного рака в год. Это подчеркивает важность строгого соблюдения рекомендаций по снижению доз облучения при исследованиях детей, в частности обязательной адаптации протоколов КТ-исследований в зависимости от массы тела и возраста ребенка (таблица 3).

#### **Заключение.**

КТ является высокоинформативным, но в то же время высокодозным методом лучевой диагностики. Польза от исследования обычно значительно превышает возможные минимальные риски. Для грамотного применения метода в клинике необходимо знать дозиметрические параметры при КТ-исследованиях и их средние значения. Эффективная доза при КТ обычно находится в интервале 2-10 мЗв. Для определения доз облучения можно использовать дозиметрические методы, специальные программы расчета доз, а также информацию производителей КТ-сканеров. Все современные сканеры показывают значения поглощенной дозы (CTDI и DLP) еще до начала исследования в соответствии с выбранными параметрами протокола. Существенное снижение доз облучения достигается за счет использования приемов автоматического контроля экспозиции.

Таким образом, имеются широкие возможности как для определения доз облучения при КТ-исследованиях, так и большое количество способов их снижения. В основе успешного и безопасного использования метода лежит поиск оптимального баланса дозы облучения и качества КТ-изображений.

Таблица 1.

Средние значения дозиметрических параметров при КТ-исследованиях.

Область исследования	Дозиметрический параметр	Республика Беларусь, 2007-2008	Великобритания, 2005 [4]	Греция, 2003 [10]	Таиланд, 2006 [11]	Польша, 2006 [11]
Головной мозг	CTDI <sub>w</sub>	50,2	57	57,9	43	19
	CTDI <sub>vol</sub>	50,2	56	-	-	-
	DLP	597	690	677	386	527
	E	1,4	1,5	1,6	-	-
Грудная полость	CTDI <sub>w</sub>	18,9	14	19	-	-
	CTDI <sub>vol</sub>	16,4	10	-	7,2	14,2
	DLP	492	400	401	247	447
	E	8,4	5,8	6,8	-	-
Брюшная полость	CTDI <sub>w</sub>	23,7	16	22,4	-	-
	CTDI <sub>vol</sub>	21,4	12	-	9,5	15,8
	DLP	534	350	464	402	550
	E	8,0	5,3	7,0	-	-
Таз	CTDI <sub>w</sub>	25,2	16	22,4	-	-
	CTDI <sub>vol</sub>	23,1	11	-	-	-
	DLP	462	470	336	-	-
	E	8,8	7,1	6,4	-	-

Таблица 2.

Влияние основных параметров протокола КТ-исследования на дозу облучения и качество изображений.

Параметр	Влияние на дозу облучения	Влияние на качество изображений
мАс	Прямая пропорциональная зависимость	При увеличении мАс – улучшается. Шум снижается обратно пропорционально корню квадратному из мАс
кВ	Непрямая пропорциональная зависимость. Например, на сканере СТ/i (GE Medical Systems) при увеличении кВ с 120 до 140 доза повышается на 37,5-39%	При увеличении кВ – улучшается за счет уменьшения шума. Высокие кВ предпочтительнее у полных пациентов
Питч	Обратная пропорциональная зависимость за счет уменьшения времени сканирования. В некоторых многосрезовых сканерах доза не зависит от питча, т. к. с его увеличением автоматически повышаются мАс	Увеличение питча приводит к возрастанию шума. С другой стороны быстрое сканирование уменьшает двигательные артефакты, создаются оптимальные условия для внутривенного контрастного усиления
Толщина коллимированного среза	На многосрезовых сканерах при тонких срезах доза увеличивается за счет возрастания эффекта «лишней дозы» по краям детектора. На спиральных сканерах доза увеличивается в меньшей степени. Может также увеличиться, если оператор повысит мАс для снижения уровня шума, который возрастает при тонкой коллимации	При меньшей коллимации увеличивается шум. С другой стороны, улучшается пространственная разрешающая способность, уменьшается усреднение (лучше выявляются мелкие очаги, точнее измерение плотностей)

Таблица 3.

Рекомендуемые относительные значения мАс в зависимости от возраста и массы тела пациента.

КТ головы	
Возраст	Относительное значение мАс
0-1 год	0,6
1-8 лет	0,8
8-18 лет и взрослые с головой среднего размера	1,0
Взрослые с крупной головой	1,2
КТ туловища	
Масса тела	Относительное значение мАс
Новорожденный-10 кг	0,4
10-40 кг	0,6
40-60 кг	0,8
60-80 кг (взрослый среднего телосложения)	1
80-90 кг	1,2
Более 90 кг (крупный взрослый)	1,4

### Литература:

1. United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation (UNSCEAR). 2000 Report to the General Assembly, Annex D: Medical Radiation Exposures. – New York, NY: United Nations, 2000.
2. Kalender W.A. Computed tomography: fundamentals, system technology, image quality, applications. – Erlangen: Publics Corporate Publishing, 2005.
3. Frush D.P., Applegate K. Computed tomography and radiation: understanding the issues // J. Am. Coll. Radiol. – 2004. – Vol. 1, N. 2. – P. 113-119.
4. 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.
5. 16-detector multislice CT: dosimetry estimation by TLD measurement compared with Monte Carlo simulation / A.M. Groves, K.E. Owen, H.M. Courtney, et. al. // Br. J. Radiol. – 2004. – Vol. 77. – P. 662–665.
6. ICRP Publication 60. 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection // Ann. ICRP. – 1991. – Vol. 21, N. 1-3.
7. European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography, Report EUR 16262. – Luxembourg: Office for official publications of EC, 1999.
8. McNitt-Gray M.F. AAPM/RSNA Physics Tutorial for Residents: Topics in CT Radiation Dose in CT // RadioGraphics. – 2002. – Vol. 22. – P. 1541–1553.
9. Хоружик С.А., Михайлов А.Н. Измерение дозы облучения при компьютерно-томографических исследованиях // Невский радиологический форум «Новые горизонты»: Сборник научных трудов, Санкт-Петербург, 7-10 апреля 2007 г. – Санкт-Петербург, 2007. – С. 712-713.
10. 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.
11. 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.
12. Тарутин И.Г., Хоружик С.А., Чиж Г.В. Протокол контроля качества работы рентгеновских компьютерных томографов. Инструкция по применению (утверждена Министерством здравоохранения РБ 26.06.2006 г., 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).
13. Kalender W.A. Computed tomography: fundamentals, system technology, image quality, applications. – Erlangen: Publics Corporate Publishing, 2005.
14. 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.
15. 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.
16. ICRP Publication 87. Managing patient dose in computed tomography. A report of the International Commission on Radiological Protection // Ann. ICRP. – Vol. 30. – P. 7–45.
17. General Guidelines for Reducing CT Pediatric Dose Through Scan Protocol Adjustments. – Virginia: National Electrical Manufacturers Association, 2005. – Mode of access: <http://www.medicalimaging.org/documents/pediatric.pdf>.
18. Kalra M.K., Maher M.M., Toth T.L., et. al. Strategies for CT Radiation Dose Optimization // Radiology. – 2004. – Vol. 230. – P. 619-628.

19. Raupach R., Bruder H., Stierstorfer K., et al. A Novel Approach for Efficient Edge Preserving Noise Reduction in CT Volume Data (abstr.) // Radiological Society of North America Scientific Assembly and Annual Meeting Program [book online]. – Oak Brook: RSNA, 2005. – Mode of access: [http://rsna2005.rsna.org/rsna2005/V2005/conference/event\\_display.cfm?em\\_id=4416486](http://rsna2005.rsna.org/rsna2005/V2005/conference/event_display.cfm?em_id=4416486).
20. Haaga J.R. Radiation dose management: Weighing risk versus benefit // *Am. J. Roentgenol.* – 2001. – Vol. 177, N. 2. – P. 289-291.
21. Kopka L., Funke M., Breiter N., et al. Anatomically adapted CT tube current: Dose reduction and image quality in phantom and patient studies // *Radiology.* – 1995. – Vol. 197. – P. 292.
22. Gies M., Kalender W.A., Wolf H., et al. Dose reduction in CT by anatomically adapted tube current modulation: Simulation studies // *Med. Phys.* – 1999. – Vol. 26, N. 11. – P. 2235-2247.
23. Kalra M.K., Maher M.M., Toth T.L., et. al. Techniques and Applications of Automatic Tube Current Modulation for CT // *Radiology.* – 2004. – Vol. 233. – P. 649–657.
24. McCollough C.H., Bruesewitz M.R., Kofler J.M.. CT Dose Reduction and Dose Management Tools: Overview of Available Options // *RadioGraphics.* – 2006. – Vol. 26. – P. 503–512.
25. RCR Working Party. Making the best use of a Department of Clinical Radiology: Guidelines for Doctors (Fifth Edition). – London: Royal College of Radiologists, 2003.
26. Diederich S., Lenzen H. Radiation exposure associated with imaging of the chest: comparison of different radiographic and computed tomography techniques // *Cancer.* – 2000. – Vol. 89, Suppl. 11. – P. 2457-2460.
27. Tsalafoutas I.A., Tsapaki V., Triantopoulou C., et. al. CT-Guided Interventional Procedures without CT Fluoroscopy Assistance: Patient Effective Dose and Absorbed Dose Considerations // *AJR.* – 2007. – Vol. 188. – P. 1479-1484.
28. Keat N. Real-time CT and CT fluoroscopy // *Br. J. Radiol.* – 2001. – Vol. 74. – P. 1088-1090.
29. Imanishi Y., Fukui A., Niimi H., et. al. Radiation-induced temporary hair loss as a radiation damage only occurring in patients who had the combination of MDCT and DSA // *Eur. Radiol.* – 2005. – Vol. 15, N. 1. – P. 41-46.
30. Estimated Risks of Radiation-Induced Fatal Cancer from Pediatric CT / D.J. Brenner, C.D. Elliston, E.J. Hall, W.E. Berdon // *AJR.* – 2001. – Vol. 176. – P. 289–296.



Рис. 1. Комплект дозиметрического оборудования для измерения компьютерно-томографического индекса дозы: фантомы для головы и туловища, дозиметр, ионизационная камера.

### ImPACT CT Patient Dosimetry Calculator

Version 0.99x 20/01/06

Scanner Model:				Acquisition Parameters:			
Manufacturer:	Siemens			Tube current	380	mA	
Scanner:	Siemens Volume Zoom, Access			Rotation time	1	s	
kV:	120			mAs / Rotation	380	mAs	
Scan Region:	Head			Collimation	10	mm	
Data Set	MCSET12	Update Data Set		Slice Width		mm	
Current Data	MCSET12			Pitch	1		
Scan range				Rel. CTDI	Look up	1,00	at selected collimation
Start Position	82	cm	Get From Phantom	CTDI (air)	Look up	25,0	mGy/100mAs
End Position	94	cm	Diagram	CTDI (soft tissue)		26,7	mGy/100mAs
Patient Sex:	f			nCTDI <sub>w</sub>	Look up	19,8	mGy/100mAs

  

Organ	w <sub>T</sub>	H <sub>T</sub>	w <sub>T</sub> ·H <sub>T</sub>
Gonads	0,2	0	0
Bone Marrow (red)	0,12	3,1	0,37
Colon	0,12	0,00013	1,6E-05
Lung	0,12	0,082	0,0098
Stomach	0,12	0,0035	0,00042
Bladder	0,05	0	0
Breast	0,05	0,028	0,0014
Liver	0,05	0,0069	0,00035
Oesophagus (Thymus)	0,05	0,092	0,0046
Thyroid	0,05	1,6	0,08
Skin	0,01	3,2	0,032
Bone Surface	0,01	13	0,13
Brain	0,025	55	1,4
Remainder 2	0,025	0,76	0,019
<b>Total Effective Dose (mSv)</b>	<b>2</b>		

  

Remainder Organs	H <sub>T</sub>
Adrenals	0,0071
Brain	55
Upper Large Intestine	0,00024
Small Intestine	0,00038
Kidney	0,0025
Pancreas	0,007
Spleen	0,0078
Thymus	0,092
Uterus	0
Muscle	0,8

  

CTDI <sub>w</sub> (mGy)	75,1
CDTI <sub>vol</sub> (mGy)	75,1
DLP (mGy.cm)	902

ScanCalculation / Paediatric / Phantom / Scanners / MatchData / Collimation / MonteCarloData / Doses / Dos

Рис. 2. Скриншот программы ImPACT CT Patient Dosimetry Calculator (Великобритания), предназначенной для расчета доз облучения при КТ-исследованиях.

Ref. Physician:	H-SP						
Ward:	07-Sep-2007 12:07						
Physician:	Total mAs 10818						
Operator:							
	Scan	kV	mAs	CTDIw	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. 3. Дозовый отчет КТ-сканера, содержащий информацию об основных технических параметрах протокола исследования брюшной полости и таза (кВ, мАс, время ротации, толщина коллимированного среза) и расчетные значения дозиметрических параметров CTDIw и DLP.