

МИНИСТЕРСТВО ЗДРАВООХРАНЕНИЯ РЕСПУБЛИКИ БЕЛАРУСЬ

УТВЕРЖДАЮ  
Первый заместитель  
Министра здравоохранения  
Республики Беларусь  
\_\_\_\_\_ Р.А. Часнойть

“11” июня 2009г.  
Регистрационный № 055–0609

**ИЗМЕРЕНИЕ, КОНТРОЛЬ, СНИЖЕНИЕ ДОЗ ОБЛУЧЕНИЯ  
ПАЦИЕНТОВ ПРИ КОМПЬЮТЕРНО-ТОМОГРАФИЧЕСКИХ  
ИССЛЕДОВАНИЯХ**

инструкция по применению

Учреждение-разработчик: ГУ «Республиканский научно-практический  
центр онкологии и медицинской радиологии  
им. Н.Н. Александрова»

Авторы: канд. мед. наук С.А. Хоружик  
канд. мед. наук, доцент Г.В. Чиж

Минск 2009

## СОДЕРЖАНИЕ

Глава 1. Общие положения.....	3
Глава 2. Измерение доз облучения при проведении компьютерной томографии.....	4
Глава 3. Диагностические контрольные уровни при компьютерно-томографических исследованиях.....	10
Глава 4. Контроль доз облучения при компьютерно-томографических исследованиях.....	12
Глава 5. Снижение доз облучения пациентов при компьютерно-томографических исследованиях.....	14
Таблицы.....	19
Иллюстрации.....	21
Литература.....	23
Приложение. Протокол КТ-дозиметрии.....	24
Акт внедрения.....	25

## ГЛАВА 1

## ОБЩИЕ ПОЛОЖЕНИЯ

1. Инструкция по применению «Измерение, контроль, снижение доз облучения пациентов при компьютерно-томографических исследованиях» (далее – Инструкция) разработана в соответствии с требованиями Закона Республики Беларусь «О радиационной безопасности населения», гигиенических нормативов 2.6.1.8-127-2000 «Нормы радиационной безопасности (НРБ-2000)», санитарных правил и норм 2.6.1.8-8-2002 «Основные санитарные правила обеспечения радиационной безопасности (ОСП-2002)».

2. Настоящая Инструкция предназначена для:

- кабинетов рентгеновской компьютерной томографии;
- отделов лучевой безопасности и дозиметрии;
- органов и учреждений, осуществляющих государственный санитарный надзор.

## ИЗМЕРЕНИЕ ДОЗ ОБЛУЧЕНИЯ ПРИ ПРОВЕДЕНИИ КОМПЬЮТЕРНОЙ ТОМОГРАФИИ

3. Основными дозиметрическими параметрами при компьютерной томографии (далее – КТ) являются:

-компьютерно-томографический индекс дозы (Computed Tomography Dose Index, далее – *CTDI*) – интеграл профиля дозы за один оборот рентгеновской трубки, нормализованный к ширине рентгеновского луча. Служит мерой поглощенной дозы облучения за один оборот рентгеновской трубки. Является единственным непосредственно измеряемым дозиметрическим параметром при КТ. Единица измерения – мГр. 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;

-произведение дозы на длину (Dose Length Product, далее – *DLP*) – является мерой поглощенной дозы облучения за все КТ-исследование с учетом длины сканируемой области и количества сканирований. Является расчетным параметром от *CTDI*. Единица измерения – мГр·см;

-эффективная доза (далее – *E*) – служит мерой биологического риска облучения. Позволяет сравнение с дозой облучения при других видах рентгенодиагностических исследований. Является расчетным параметром от *DLP*. Единица измерения – мЗв.

4. Для измерения *CTDI* используют комплект дозиметрического оборудования, включающий (рис. 1):

-дозиметрический РММА (пластик полиметилметакрилат) фантом 16 см в диаметре, имитирующий голову взрослого пациента. Данный фантом

предназначен для измерения *CTDI* при параметрах КТ-исследований головы и шеи у взрослых, а также головы и туловища у детей;

-дозиметрический РММА фантом 32 см в диаметре, имитирующий туловище взрослого пациента. 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 (на  $0^\circ$ ,  $90^\circ$ ,  $180^\circ$  и  $270^\circ$ ) на расстоянии 1 см от края фантома, предназначенные для размещения в них ионизационной камеры.

5. Методика определения *CTDI* описана в инструкции по применению «Протокол контроля качества работы рентгеновских компьютерных томографов», утвержденной Министерством здравоохранения Республики Беларусь 26.06.2006г., регистрационный № 192-1205 [1]. Здесь она представлена в более детальном виде. По результатам дозиметрии заполняют протокол, форма которого приведена в приложении.

Для измерения *CTDI* необходимо:

-позиционировать фантом в центре апертуры гентри. Для этого фантом устанавливают по трем взаимно перпендикулярным световым лучам (лазерам) сканера, используя метки на корпусе фантома: первый лазер – по меткам на боковых поверхностях фантома (устанавливают положение стола по высоте), второй лазер – по метке на верхней поверхности фантома (выравнивают фантом по продольной оси сканирования), третий лазер – в плоскости сканирования (плоскости аксиального среза);

-установить ионизационную камеру в центральное отверстие фантома, все остальные отверстия заполнить имеющимися в комплекте

вставками. Центр активной зоны (середина длины) ионизационной камеры должен совпадать с плоскостью среза;

-выполнить одиночный срез (одиночную полную ротацию рентгеновской трубки) без сдвига стола (т.е. в режиме последовательного сканирования) при параметрах протокола КТ-исследования, для которого необходимо измерить дозу облучения;

-снять показание дозиметра и разделить его на общую коллимацию пучка рентгеновского излучения  $N \cdot T$ , в результате чего получаем значение  $CTDI$  в центре фантома (далее –  $CTDI_c$ ):

$$CTDI_c = \frac{1}{N \cdot T} \cdot \int_{-50\text{мм}}^{+50\text{мм}} D(z) dz \quad (\text{мГр}), \text{ где} \quad (1)$$

$D(z)$  – профиль дозы вдоль оси сканирования  $z$ , перпендикулярной плоскости среза;

$N$  – число каналов сбора информации (количество сканируемых за одну ротацию срезов). В случае последовательной и спиральной технологии сканирования  $N=1$ , при многосрезовой технологии сканирования  $N>1$ ;

$T$  – толщина среза, определяемая физической коллимацией (см).

Ограничение интегрирования пределами от  $-50$  мм до  $+50$  мм обусловлено использованием ионизационной камеры с длиной зоны измерения  $10$  см, в связи с чем измеряемый параметр в специальной литературе обозначают как  $CTDI_{100}$ .

6. Повторить измерения при тех же параметрах сканирования, поочередно разместив ионизационную камеру в каждом из четырех отверстий на периферии фантома. Рассчитать из полученных четырех показаний дозиметра среднее, разделить его на общую коллимацию пучка рентгеновского излучения  $N \cdot T$ , в результате чего получаем значение  $CTDI$  на периферии фантома (далее –  $CTDI_p$ ).

7. Вследствие ротационной геометрии облучения поглощенная доза рентгеновского излучения в теле пациента при КТ убывает от периферии к центру сканируемого объекта. Поэтому для оценки поглощенной дозы за один оборот рентгеновской трубки используется взвешенное значение  $CTDI$  (далее –  $CTDI_w$ ), рассчитываемое по формуле:

$$CTDI_w = \frac{1}{3} \cdot CTDI_c + \frac{2}{3} \cdot CTDI_p \quad (\text{мГр}), \text{ где} \quad (2)$$

$CTDI_c$  – значение  $CTDI$  в центре фантома (мГр);

$CTDI_p$  – значение  $CTDI$  на периферии фантома (мГр).

8. При спиральной и многосрезовой технологиях сканирования нередко для сокращения времени сканирования увеличивают скорость движения стола пациента. Это приводит к пропорциональному снижению дозы облучения. Для характеристики скорости движения стола пациента используют такой технический параметр, как питч. Питч – это отношение сдвига стола за полную ( $360^\circ$ ) ротацию рентгеновской трубки к общей коллимации пучка рентгеновского излучения. Питч (далее –  $p$ ) рассчитывают по формуле:

$$p = \frac{\Delta d}{N \cdot T}, \text{ где} \quad (3)$$

$\Delta d$  – сдвиг стола за полную ротацию;

$N$  – число каналов сбора информации (количество сканируемых за одну ротацию срезов);

$T$  – толщина среза, определяемая физической коллимацией (см).

9. Дозиметрическим параметром, учитывающим влияние питча на дозу облучения, является объемный взвешенный  $CTDI$  (далее –  $CTDI_{vol}$ ), который рассчитывают по формуле:

$$CTDI_{vol} = \frac{CTDI_w}{p} \quad (\text{мГр}), \text{ где} \quad (4)$$

$CTDI_w$  – взвешенное значение  $CTDI$ ;

$p$  – питч.

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

$$DLP = \sum_i CTDI_{vol} \cdot L \quad (\text{мГр}\cdot\text{см}), \text{ где} \quad .(5)$$

$DLP$  – произведение дозы на длину;

$i$  – количество сканирований;

$CTDI_{vol}$  – объемный взвешенный  $CTDI$  (мГр);

$L$  – длина области сканирования (см).

Символ  $\sum$  означает, что суммируется вклад в дозу облучения всех  $i$ -тых сканирований в рамках данного КТ-исследования (например, при сканировании нескольких анатомических областей или при исследовании до и после внутривенного введения контрастного вещества).

При последовательной технологии сканирования  $L$  определяют как расстояние между наружными границами первого и последнего срезов серии. При спиральной и многосрезовой технологиях сканирования длина области сканирования включает также дополнительные ротации в начале и конце сканирования, необходимые для реконструкции изображений из непараллельных данных.

11. Для расчета эффективной дозы облучения  $E$  необходимо умножить  $DLP$  на коэффициент  $E_{DLP}$ , соответствующий конкретной анатомической области исследования. Используется формула:

$$E = DLP \cdot E_{DLP} \quad (\text{мЗв}), \text{ где} \quad .(6)$$

$DLP$  – произведение дозы на длину (мГр·см),

$E_{DLP}$  – нормализованная эффективная доза (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 [2]. Значения



коэффициента  $E_{DLP}$  для взрослых представлены в таблице 1. Учитывая повышение радиочувствительности со снижением возраста, при расчете эффективной дозы облучения у детей необходимо использовать повышающие коэффициенты, представленные в таблице 2 [3].

12. Пример расчета эффективной дозы облучения при проведении КТ-исследования органов грудной полости у взрослого на многосрезовом сканере, позволяющем получить 6 срезов за одну ротацию.

Технические параметры исследования: 130 кВ, 150 мА, время ротации 0,8 сек., количество сканируемых за одну ротацию срезов – 6, коллимация одного среза – 0,3 см, сдвиг стола за ротацию – 2,7 см, длина области сканирования – 31 см.

В результате измерений показание дозиметра в центре фантома составило 11,6 мГр. Тогда по формуле (1)  $CTDI_c = 11,6 / (6 \cdot 0,3) = 6,4$  мГр.

Показания дозиметра на периферии фантома составили: на  $0^\circ$  – 22,7 мГр, на  $90^\circ$  – 21,9 мГр, на  $180^\circ$  – 20,1 мГр, на  $270^\circ$  – 22,0 мГр. Среднее из четырех значений равно 21,7 мГр. Тогда по формуле (1)  $CTDI_p = 21,7 / (6 \cdot 0,3) = 12,1$  мГр.

Рассчитываем значение  $CTDI_w$  по формуле (2):  $CTDI_w = 1/3 \cdot 6,4 + 2/3 \cdot 12,1 = 10,2$  мГр.

В соответствии с формулой (3) pitch  $p = 2,7 / (6 \cdot 0,3) = 1,5$ .

По формуле (4)  $CTDI_{vol} = 10,2 / 1,5 = 6,8$  мГр.

Тогда по формуле (5)  $DLP = 6,8 \cdot 31 = 210,8$  мГр·см.

При КТ-исследовании грудной полости коэффициент  $E_{DLP}$  равен 0,017 мЗв·мГр<sup>-1</sup>·см<sup>-1</sup>. Рассчитываем значение эффективной дозы по формуле (6):  $E = 210,8 \cdot 0,017 = 3,6$  мЗв.

### ДИАГНОСТИЧЕСКИЕ КОНТРОЛЬНЫЕ УРОВНИ ПРИ КОМПЬЮТЕРНО-ТОМОГРАФИЧЕСКИХ ИССЛЕДОВАНИЯХ

13. КТ является методом рентгенологического исследования, связанным с относительно высокой дозой облучения. Учитывая быстрое увеличение количества КТ-сканеров в республике, расширение показаний к проведению КТ-исследований, появление новых высокоинформативных методик целесообразно введение в практическое использование концепции диагностических контрольных уровней (далее – ДКУ) при основных видах КТ-исследований. Концепция ДКУ предложена Международной комиссией по радиационной защите в 1991г. [4] в качестве важнейшего инструмента оптимизации и снижения доз облучения пациентов при рентгенологических исследованиях.

ДКУ – это рекомендуемые уровни дозы облучения при основных рентгенологических исследованиях пациентов среднего роста и массы тела. Ожидается, что они не будут превышать при соблюдении стандартов диагностики и технического состояния рентгенодиагностического оборудования. В случае систематического превышения установленных значений ДКУ возникают основания для пересмотра существующей практики, в частности – изменения технических параметров сканирования с целью снижения дозы облучения.

В качестве ДКУ при КТ-исследованиях обычно устанавливают два дозиметрических параметра –  $CTDI_{vol}$  и  $DLP$ . Мониторинг значений  $CTDI_{vol}$  обеспечивает контроль технических параметров сканирования, таких как  $mAs$ , а мониторинг значений  $DLP$  обеспечивает контроль длины сканируемой области и служит мерой дозы облучения за все исследование.

14. ДКУ устанавливаются по результатам измерений доз облучения на ряде КТ-сканеров на уровне 75-го перцентиля измеренных значений. Это означает, что 75% измеренных значений находятся ниже ДКУ, остальные 25% – выше.

Предлагаемые значения ДКУ основаны на измерениях доз облучения при КТ-исследованиях головы, шеи (мягкие ткани), органов грудной полости, брюшной полости и таза, проведенных в медицинских учреждениях гг. Минска, Витебска, Гомеля в ноябре 2007 – феврале 2008 гг. [5]. 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.

Для расчета значений *DLP* использовались следующие анатомические ориентиры и средняя длина области сканирования *L*:

-головной мозг – от орбито-меатальной линии до наружной пластинки теменных костей, *L* 12 см;

-шея – от яремной вырезки до твердого неба, *L* 12 см;

-грудная полость – от вершечек легких до нижнего края легочных синусов, *L* 25 см;

-брюшная полость – от верхней точки куполов диафрагмы до гребней подвздошных костей, *L* 22 см;

-таз – от седалищных бугров до гребней подвздошных костей, *L* 20 см.

Результаты измерения доз облучения и рассчитанные на их основе значения ДКУ представлены в таблицах 3 и 4 соответственно.

## КОНТРОЛЬ ДОЗ ОБЛУЧЕНИЯ ПРИ КОМПЬЮТЕРНО- ТОМОГРАФИЧЕСКИХ ИССЛЕДОВАНИЯХ

15. Эффективная система контроля доз облучения при КТ-исследованиях предусматривает:

-знание доз облучения на каждом конкретном сканере при используемых в данном учреждении протоколах исследований;

-наличие ДКУ доз облучения, которые не рекомендуется превышать;

-проведение организационных и технических мероприятий с целью приведения существующих уровней доз облучения в соответствие с ДКУ.

Помимо прямого измерения (глава 1), информацию о дозах облучения при КТ-исследованиях можно получить еще двумя способами – используя информацию производителя сканера и с помощью специального программного обеспечения для расчета доз.

16. Современные КТ-сканеры отображают дозиметрические параметры  $CTDI_{vol}$  (реже  $CTDI_w$  в зависимости от модели сканера) и  $DLP$  на мониторе управляющей консоли во время планирования КТ-исследования (т.е. еще до начала сканирования), а также дают дозиметрический отчет в виде дополнительной серии изображений (рис. 2). Эти значения заложены в сканер производителем на основе предварительно проведенных измерений. Если оператор изменяет параметры протокола исследования (сила тока и напряжение в рентгеновской трубке, время ротации, коллимация среза, число каналов сбора информации, сдвиг стола за оборот трубки), отображаемое на мониторе значение  $CTDI$  также изменяется. Аналогично, отображаемое значение  $DLP$  изменяется в зависимости от установленной оператором длины области сканирования.

17. КТ-сканеры, установленные в Республике до 2002г., могут не отображать на консоли оператора значения дозиметрических параметров. В этом случае величины *CTDI* и *DLP* можно рассчитать с помощью специальных компьютерных программ, например, ImPACT CT Patient Dosimetry Calculator [6]. Данная программа представляет собой документ Microsoft Excel, в который необходимо внести информацию о фирме-производителе и модели КТ-сканера, технических параметрах сканирования (киловольты, миллиамперы, время ротации, коллимация, питч), выбрать область исследования (голова или туловище) и ее длину, пол пациента (влияет на расчет эффективной дозы). В результате производимых программой автоматических расчетов получаем значения органных доз, *CTDI*, *DLP* и эффективной дозы облучения (рис. 3).

18. Сравнив непосредственно измеренные (глава 1), отображаемые на мониторе управляющей консоли или рассчитанные с помощью компьютерной программы (в зависимости от того, какой способ оценки доз облучения доступен в данном конкретном учреждении) значения дозиметрических параметров с установленными значениями ДКУ (таблица 4), можно выявить соответствие или превышение доз облучения. Это позволяет адаптировать параметры сканирования с учетом необходимости снижения дозы облучения.

Адаптацию технических параметров протоколов КТ-исследований достаточно провести один раз (обычно, в начале эксплуатации сканера) и в дальнейшем придерживаться данных параметров.

## СНИЖЕНИЕ ДОЗ ОБЛУЧЕНИЯ ПАЦИЕНТОВ ПРИ КОМПЬЮТЕРНО-ТОМОГРАФИЧЕСКИХ ИССЛЕДОВАНИЯХ

19. Можно выделить три группы параметров, влияющих на дозу облучения пациентов при КТ-исследованиях:

А. Параметры протокола исследования:

-сила тока и напряжение в рентгеновской трубке;

-время ротации;

-питч;

-число каналов сбора информации;

-толщина коллимированного среза;

-количество повторных сканирований (например, до и после внутривенного введения контрастного вещества).

Б. Конструктивные особенности сканера:

-коллимация и фильтрация рентгеновского излучения;

-расстояние между фокусным пятном рентгеновской трубки и изоцентром сканера;

-геометрическая эффективность;

-автоматическая модуляция силы тока;

-шумопонижающие алгоритмы реконструкции изображений.

В. Характеристики пациента:

-возраст;

-пол;

-телосложение (масса тела, рост).

20. Общие принципы, соблюдение которых способствует снижению доз облучения при КТ-исследованиях:

-проводить исследования только по показаниям;

-оценить возможность использования методов лучевой диагностики, не связанных с ионизирующим излучением (УЗИ, МРТ);

-полная информация о ранее выполненных КТ/МРТ-исследованиях (предпочтительно иметь данные предыдущих исследований в формате DICOM на электронных носителях информации), что должно исключить неоправданное дублирование;

-предварительная подготовка пациента к исследованию (удалить металлические инородные предметы из области сканирования; обеспечить неподвижность пациента во время исследования, что особенно актуально у беспокойных больных – черепно-мозговая травма, неадекватное поведение, маленькие дети; не проводить КТ брюшной полости и таза в ближайшем периоде после исследований ЖКТ с барием; использовать пероральное контрастирование при исследованиях органов брюшной полости и таза);

-правильная укладка пациента (при исследованиях туловища руки должны быть подняты за голову для предотвращения артефактов от костей; стол должен находиться в изоцентре сканера – при слишком высоком положении стола избыточную дозу облучения получают ткани передней поверхности тела, например, молочные железы, при слишком низком – ткани спины);

-не расширять неоправданно зону исследования (четко определить уровень начала и окончания сканирования);

-при многофазных исследованиях после внутривенного введения контрастного вещества использовать оптимальные временные интервалы сканирования с учетом конкретной патологии (например, для диагностики метастазов карциноида в печени оптимальной является артериальная фаза, а метастазов колоректального рака – порто-венозная). Для выбора

оптимального времени начала сканирования рекомендуется использовать специальное программное обеспечение сканера (слежение болюса);

-использовать индивидуальные средства защиты пациентов (для хрусталиков глаз, щитовидной, молочной желез, гонад). Учитывая ротационную природу излучения при КТ, укрывание тела пациента просвинцованным фартуком с одной стороны может привести к возрастанию облучения за счет отраженного излучения;

-использовать технические приемы снижения доз облучения.

21. При использовании технических приемов снижения доз облучения необходимо учитывать тесную связь дозы облучения и качества КТ-изображений. Важнейшей характеристикой качества КТ-изображений является шум, который визуально воспринимается как зернистость. Шум значительно снижает контрастную разрешающую способность, в результате чего, например, ухудшается визуализация патологических образований в печени. Количественно уровень шума оценивают по стандартному отклонению КТ-чисел в зоне интереса [1].

Уровень шума находится в обратной пропорциональной квадратичной зависимости от параметров, определяющих количество фотонов, достигающих детектора (мАс, толщина коллимированного среза, время сканирования). Чем выше мАс, время сканирования (т.е. доза облучения), толщина коллимированного среза, тем меньше шум и лучше качество КТ-изображений. Следовательно, при адаптации технических параметров протокола исследования необходимо найти оптимальный баланс дозы облучения и качества КТ-изображений.

Требования к качеству изображений отличаются в зависимости от исследуемой области и задачи исследования. Так, при исследовании органов брюшной полости (особенно печени) важна высокая контрастная разрешающая способность, определяемая уровнем шума. Поэтому



чрезмерное снижение дозы облучения может навредить качеству диагностики. При исследованиях паренхимы легких, костных структур шум имеет менее критическое значение, поскольку легочная и костная ткани сами по себе обладают повышенной контрастностью – в этих случаях доза облучения может быть снижена без ущерба качеству диагностики.

22. Для снижения доз облучения оператор может использовать следующие технические приемы:

-снизить мАс, что является наиболее важным способом снижения дозы облучения пациента при КТ-исследовании (доза снижается пропорционально). Снижение мАс может быть достигнуто как за счет понижения силы тока, так и за счет использования меньшего времени ротации рентгеновской трубки. Наиболее целесообразно адаптировать мАс в зависимости от телосложения и возраста пациента (таблица 5) [7]. На современных сканерах существует широкий выбор протоколов исследований, заложенных производителем. Педиатрические протоколы уже подразумевают использование сниженных значений мАс, и задача оператора сводится лишь к выбору протокола из соответствующей возрастной группы;

-увеличить питч – доза облучения снизится пропорционально (на некоторых многосрезовых сканерах увеличение питча вызывает автоматическое увеличение мАс, что означает сохранение дозы облучения и качества изображений на том же уровне);

-использовать пониженные значения кВ;

-реконструировать изображения с мягкотканым алгоритмом и большей толщиной среза, что снижает уровень шума и позволяет проводить сканирование при меньшем уровне мАс.

23. Большие возможности по снижению доз облучения дают методы автоматической модуляции силы тока (далее – АМСТ) – изменение силы тока в реальном времени в зависимости от степени поглощения излучения тканями или фазы сердечного цикла/дыхания. Приемы АМСТ дозы разделяют на продольную (z-модуляция), угловую (x,y-модуляция), комбинированную и временную. 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). При угловой модуляции мА изменяются в каждой точке вращения трубки в зависимости от степени поглощения излучения за предыдущую ротацию (например, мА снижаются при сканировании органов грудной полости в передне-заднем и повышаются при сканировании в боковом – через плечевой пояс – направлении). Временная модуляция используется при КТ-исследованиях сердца с ретроспективной реконструкцией изображений (мА уменьшаются в несколько раз в систоле).

Программы АМСТ имеются на современных КТ-сканерах всех производителей под различными фирменными названиями: Сименс – CAREdose4D, Дженерал Электрик – SmartScan, Тошиба – SUREExposure 3D, Филипс – DoseRight. Использование АМСТ позволяет снизить дозу облучения до 50% и более [8, 9], не снижая при этом качество КТ-изображений.

Таблица 1. Значения коэффициента  $E_{DLP}$  для расчета эффективной дозы облучения при КТ-исследованиях взрослых [2].

Область исследования	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. Интервал нормализованной эффективной дозы облучения у детей по отношению к взрослым [3].

Возраст	Голова и шея	Грудная полость	Брюшная полость и таз
Взрослые	1,0	1,0	1,0
15 лет	1,1	1.0 - 1.1	1.0 - 1.1
10 лет	1.2 - 1.3	1.1 - 1.4	1.2 - 1.5
5 лет	1.6 - 1.7	1.2 - 1.6	1.2 - 1.6
1 год	2,2	1.3 - 1.9	1.3 - 2.0
Новорожденные	2.3 - 2.6	1.4 - 2.2	1.4 - 2.4

Таблица 3. Средние значения дозиметрических величин при КТ-исследованиях в организациях здравоохранения Республики Беларусь [5].

Область исследования	Дозиметрический параметр			
	$CTDI_w$ , мГр	$CTDI_{vol}$ , 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	470,0±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 4. Диагностические контрольные уровни при основных видах КТ-исследований.

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

Таблица 5. Адаптация значений  $mAs$  в зависимости от возраста и массы тела пациента [7].

КТ головного мозга	
Возраст	Относительное значение $mAs$
< 1 года	0,6
1-8 лет	0,8
8-18 лет и взрослые с головой среднего размера	1,0
Взрослые с головой крупного размера	1,2
КТ туловища	
Масса тела	Относительное значение $mAs$
< 10 кг	0,4
10-40 кг	0,6
40-60 кг	0,8
60-80 кг (взрослый среднего роста и массы тела)	1
80-90 кг	1,2
> 90 кг	1,4

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



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 <sub>w</sub>	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. Скриншот программы ImPACT CT Patient Dosimetry Calculator. Показан пример расчета дозы облучения при КТ-исследовании головного мозга на многосрезовом сканере Volume Zoom (Сименс). При 120 кВ, 380 мАс, общей коллимации рентгеновского луча 10мм, питче 1, длине области сканирования 12 см расчетное значение  $CTDI_{vol}$  составляет 75,1 мГр,  $DLP$  – 902 мГр·см, эффективная доза облучения – 2 мЗв.

**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>	Remainder Organs	H <sub>T</sub>
Gonads	0,2	0	0	Adrenals	0,0071
Bone Marrow (red)	0,12	3,1	0,37	Brain	55
Colon	0,12	0,00013	1,6E-05	Upper Large Intestine	0,00024
Lung	0,12	0,082	0,0098	Small Intestine	0,00038
Stomach	0,12	0,0035	0,00042	Kidney	0,0025
Bladder	0,05	0	0	Pancreas	0,007
Breast	0,05	0,028	0,0014	Spleen	0,0078
Liver	0,05	0,0069	0,00035	Thymus	0,092
Oesophagus (Thymus)	0,05	0,092	0,0046	Uterus	0
Thyroid	0,05	1,6	0,08	Muscle	0,8
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>CTDI<sub>w</sub> (mGy)</b>	<b>75,1</b>
				<b>CDTI<sub>vol</sub> (mGy)</b>	<b>75,1</b>
				<b>DLP (mGy.cm)</b>	<b>902</b>

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

## Литература:

1. 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](http://nld.by/personal/downloads/by_ct_quality_control.pdf)).
2. European guidelines on quality criteria for computed tomography, Report EUR 16262. Luxembourg, 1999.
3. Khursheed A., Hillier M.C., Shrimpton P.C., Wall B.F. Influence of patient age on normalized effective doses calculated for CT examinations // Br. J. Radiol. – 2002. – Vol. 75. – P. 819–830.
4. ICRP Publication 60. 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection // Ann. ICRP. – 1991. – Vol. 21, №. 1–3.
5. Хоружик С.А., Чиж Г.В., Богусевич 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.
6. ImPACT CT Patient Dosimetry Calculator. Version 0.99x 20.01.06. (Режим доступа: <http://www.impactscan.org/ctdosimetry.htm>).
7. General guidelines for reducing CT pediatric dose through scan protocol adjustments. NEMA white paper 2005. (Режим доступа: <http://www.medicalimaging.org/documents/pediatric.pdf>).
8. 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.
9. 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.

## ПРОТОКОЛ КТ-ДОЗИМЕТРИИ

Название учреждения						
Название КТ-сканера						
Фирма-производитель						
Год установки						
Дата дозиметрии						
№ п/п	Параметр	Головной мозг	Шея	Грудная полость	Брюшная полость	Таз
Параметры протокола сканирования						
1.	Название протокола					
2.	Напряжение, кВ					
3.	Сила тока, мА					
4.	Время ротации, сек					
5.	Количество сканируемых за ротацию срезов					
6.	Коллимация среза, см					
7.	Сдвиг стола за ротацию, см					
8.	Длина области сканирования, см					
Результаты дозиметрии						
1.	Показание дозиметра в центре фантома, мГр					
2.	$CTDI_c$ , мГр					
3.	Показание на периферии фантома на 0°, мГр					
4.	На 90°, мГр					
5.	На 180°, мГр					
6.	На 270°, мГр					
7.	$CTDI_p$ , мГр					
8.	$CTDI_w$ , мГр					
9.	$CTDI_{vol}$ , мГр					
10.	$DLP$ , мГр·см					
11.	$E$ , мЗв					

Дозиметрию провели:

ФИО	Должность	Подпись



УТВЕРЖДАЮ  
 Руководитель учреждения, в  
 котором внедрен способ

\_\_\_\_\_  
 (Ф.И.О.)

\_\_\_\_\_  
 (подпись)

200 г.

## АКТ О ВНЕДРЕНИИ

1. Наименование предложения для внедрения:

Измерение, контроль, снижение доз облучения пациентов при компьютерно-томографических исследованиях

2. Кем предложено (наименование учреждения-разработчика, автор):

ГУ «РНПЦ онкологии и медицинской радиологии им. Н.Н. Александрова»

3. Источник информации:

Инструкция по применению

4. Где и когда начато внедрение:

\_\_\_\_\_  
 (наименование лечебного учреждения, дата внедрения)

5. Общее количество наблюдений: \_\_\_\_\_

6. Результаты применения метода за период: с \_\_\_\_\_ по \_\_\_\_\_

положительные (количество наблюдений): \_\_\_\_\_

отрицательные (количество наблюдений): \_\_\_\_\_

неопределенные (количество наблюдений): \_\_\_\_\_

7. Эффективность внедрения: \_\_\_\_\_

8. Замечания, предложения: \_\_\_\_\_

дата \_\_\_\_\_

Ответственные за внедрение:  
 (Ф.И.О., должность, подпись)

Примечание:

акт внедрения направляется учреждению-разработчику (п.2), п.п. 4-8  
 заполняются организацией, внедрившей разработку