

## ОСОБЕННОСТИ МЕТОДИКИ ОЦЕНКИ ЭФФЕКТИВНЫХ ДОЗ ПРИ ИСПОЛЬЗОВАНИИ МНОГОСРЕЗОВЫХ СПИРАЛЬНЫХ КОМПЬЮТЕРНЫХ ТОМОГРАФОВ

Бурашов В.В., Зеликман М.И., Кручинин С.А.

**Ц**елью работы является анализ погрешностей в оценке эффективной дозы, возникающих при использовании традиционного тестового оборудования и традиционных процедур, основанных на измерении параметра «произведение дозы на длину» для многосрезовых спиральных КТ.

Материалы и методы.

Испытания проводились на четырех моделях 64-срезовых КТ. В качестве эталонных принимались оценки эффективной дозы, полученные при помощи антропоморфного фантома тела человека с помещенными внутри термолюминесцентными датчиками. Для оценки кривых дозовых распределений вдоль оси сканирования применялись удвоенные цилиндрические фантомы из оргстекла и термолюминесцентные датчики. Оценка эффективных доз проводилась с использованием взвешивающих коэффициентов для различных органов и тканей из «старых» и «новых» рекомендаций Международной Комиссии по Радиологической защите (МКРЗ).

Результаты и обсуждение.

В процессе экспериментов было установлено, что недоучет вклада рассеянного в теле пациента излучения, возникающий при использовании традиционных процедур оценки поглощенной в цилиндрическом фантоме дозы на длине 100 мм, приводит к недооценке эффективной дозы примерно на 21% как в режиме исследования «грудная клетка», так и в режиме исследования «голова» для взрослых пациентов. Сравнение оценок эффективных доз, полученных эталонным методом, показало, что использование взвешивающих коэффициентов из «новых» рекомендаций МКРЗ дает результат на 14% превосходящий для режима «грудная клетка» и на 30% - для режима «голова» данные, рассчитанные с использованием коэффициентов из «старых» рекомендаций.

Выводы.

Для рассматриваемых типов КТ практически полностью учесть вклад рассеянного излучения при расчете параметра «произведение дозы на длину» удастся, основываясь на кривых распределения дозы в интервале  $\pm 200$  мм относительно центра пучка. Появление «новых» рекомендаций МКРЗ неминуемо потребует уточнения значений коэффициентов пересчета параметра «произведение дозы на длину» в эффективную дозу для различных типов КТ-исследований.

Ключевые слова: компьютерная томография, эффективная доза, рассеянное излучение, фантом, термолюминесцентные датчики.

## FEATURES OF EFFECTIVE DOSE EVALUATION WHEN USING MULTISLICE SPIRAL COMPUTED TOMOGRAPHY

Burashov V.V., Zelikman M.I., Kruchinin S.A.

**T**he purpose of the paper is to provide analysis concerning errors in multislice spiral CT effective dose estimation when using traditional methods and techniques based on dose-length product (DLP) parameter evaluation.

Materials and methods.

All experiments were conducted on the basis of four models of 64-slice CT scanners from various manufacturers. Effective dose estimates obtained using anthropomorphic phantom and thermoluminescent dosimeters housed inside were chosen as model ones. Doubled cylindrical Plexiglas phantoms and thermoluminescent sensors were used for eval-

ГБУЗ «Научно-практический центр медицинской радиологии Департамента здравоохранения г. Москвы».  
г. Москва, Россия

Research and Practical Centre of Medical Radiology.  
Moscow, Russia

uation of dose distribution curves along z-axis. Weighting factors for various organs and tissue from "old" and "new" International Commission on Radiological Protection (ICRP) recommendations were utilized for model effective dose estimations.

#### Results and discussion.

It was discovered during the experiments that neglecting of scattered radiation when using traditional method of absorbed dose evaluation on the length of 100 mm (utilizing cylindrical phantoms) leads to approximately 21% effective doses underestimation for adult chest and head studies. Dose estimates comparison obtained on the basis of a model method shows that using the "new" ICRP recommendation instead of "old" results in increasing of dose values up to 14% for chest and 30% for head studies in the average for all scanners.

#### Conclusions.

For considered types of CT scanners it is possible to take a full account of scattered radiation when calculating DLP parameter by using dose distribution curves on the range of  $\pm 200$  mm relatively beam centre. The appearance of the "new" ICRP recommendations will necessarily require the recalculated values of conversion factors (DLP – effective dose) for different types of CT studies.

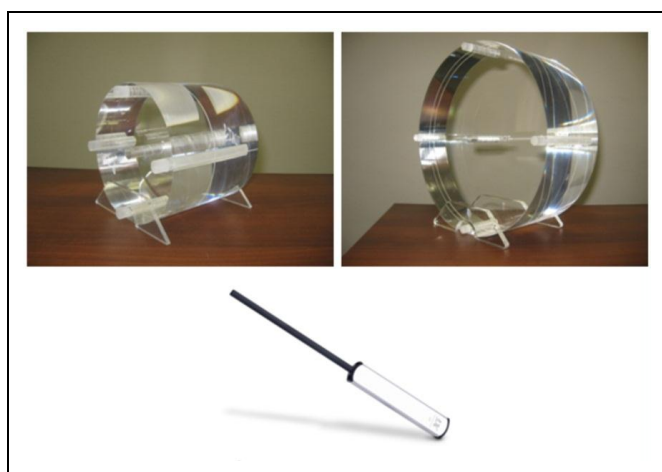
**Keywords:** computed tomography, effective dose, scattered radiation, phantom, thermoluminescent sensors.

Одной из особенностей многосрезовых спиральных компьютерных томографов (МСКТ), нашедших широкое применение в современной диагностической практике, является относительно широкая коллимация рентгеновского пучка. Так, например, для 64-срезовых аппаратов значение этого параметра, как правило, лежит в диапазоне 20-40 мм, а для КТ с большим количеством одновременно регистрируемых срезов может превышать указанный верхний предел. Использование широких пучков приводит к заметному возрастанию уровня рассеянного в теле пациента излучения, что соответственно влияет и на оценку эффективной дозы.

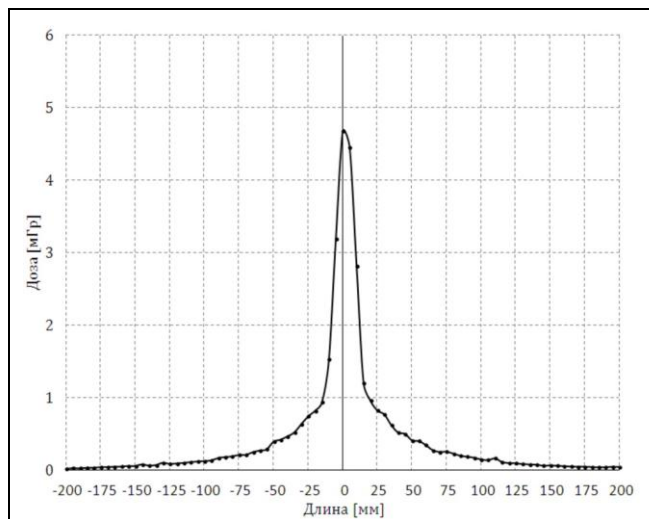
В Российской Федерации оценка эффективных доз пациентов при проведении различ-

ных КТ-исследований для взрослых и детей осуществляется в соответствии с Методическими указаниями [1]. В этих случаях на первом этапе оценивают взвешенный индекс дозы КТ (CT dose index – CTDI) для заданного режима исследования и возрастной категории (взрослый или ребенок), затем с учетом pitch и размеров области сканирования определяют параметр «произведение дозы на длину» (dose-length product – DLP). Используя значение DLP и набор коэффициентов пересчета из DLP в эффективную дозу из [1], определяют искомое значение эффективной дозы. Необходимо заметить, что в современных моделях КТ значения взвешенного CTDI, а также DLP для заданных параметров исследования отображаются на консоли прибора, и необходимости в их экспериментальной оценке нет. Однако раз в полгода необходимо оценивать значение CTDI при проведении испытаний на постоянство параметров КТ в соответствии с требованиями соответствующего стандарта [2].

При проведении испытаний применяют тест-объекты для оценки CTDI, представляющие собой цилиндры из оргстекла (PMMA) различных диаметров: 32 см для дозовых оценок в режимах КТ «грудная клетка», «желудочно-кишечный тракт» и «тазовая область» (взрослые), а также 16 см для оценок в режимах КТ «голова и шея» (взрослые) и всех анатомических областей (дети). Длина тест-объектов обоих диаметров порядка 15 см; в центре и в четырех областях на периферии, соответствующих положениям часовой стрелки 12, 3, 6 и 9 часов, имеются продольные отверстия, в которые при проведении измерений вставляют датчик дозиметра цилиндрической формы. Вид тест-объектов обоих типов представлен на Рис.1. На этом же рисунке показан детектор в виде ионизационной камеры карандашного типа, исполь-



**Рис. 1.** Тест-объекты ТОКТ-3 (диаметр 16 см) и ТОКТ-4 (диаметр 32 см) производства компании «КБ РентгенТест», а также детектор карандашного типа компании «Unfors», используемые для оценки CTDI.



**Рис. 2. Результирующая кривая дозового распределения, полученная для системы Somatom Sensation 64.**

зубею совместно с универсальным дозиметром. При использовании описанного тестового оборудования в шаговом режиме работы аппарата (при неподвижном положении стола) измеряют поглощенную в каждой из областей фантома дозу за один оборот рентгеновской трубки и по результатам измерений оценивают взвешенный CTDI [1]. Особенностью описанных измерений является то, что поглощенная тест-объектом доза накапливается (интегрируется) ионизационной камерой на длине 100 мм вдоль оси сканирования (оси z), то есть в диапазоне  $\pm 50$  мм относительно центра пучка. Однако, как уже было отмечено выше, при достаточно широкой коллимации рентгеновского пучка (20 мм и более) вклад в поглощаемую пациентом дозу приносит рассеянное в теле излучение, причем вклад этот остается заметным и за пределами зоны  $\pm 50$  мм вдоль оси сканирования [3-4].

Целью данной публикации является анализ погрешностей (по сравнению с эталонными

методами) в оценке эффективной дозы, возникающих при применении традиционного тестового оборудования и традиционных процедур, основанных на измерении параметра DLP и использовании соответствующих коэффициентов пересчета, а также выработка предложений по уменьшению этих погрешностей для исследований на МСКТ.

**Материалы и методы.**

Эксперименты проводились при использовании четырех моделей 64-срезовых спиральных КТ от основных производителей подобного оборудования: Aquilion (Toshiba Medical Systems), Light Speed VCT (GE Healthcare), Somatom Sensation (Siemens Healthcare) и Brilliance CT (Philips Healthcare). В процессе испытаний коллимация рентгеновского пучка в различных моделях выбиралась в диапазоне от 18 до 40 мм.

В качестве эталонных принимались оценки эффективной дозы, полученные при использовании антропоморфного фантома торса взрослого человека компании CIRS (гермафродит), а также тканеэквивалентного фантома головы взрослого человека с размещенными внутри этих фантомов термолюминесцентными дозиметрами (ТЛД). В процессе испытаний при выборе режима работы КТ «грудная клетка» в различные секции фантома, имитирующего торс, помещалось около 100 датчиков, распределенных следующим образом: красный костный мозг – 7, толстая кишка – 5, легкие – 24, желудок – 4, грудь – 2, гонады – 2, мочевого пузыря – 2, печень – 5, пищевод – 8, щитовидная железа – 6, кожа – 11, поверхность костей – 10, остальные органы – 13. При испытаниях в режиме работы КТ «голова» в соответствующий фантом помещалось 20 термолюминесцентных датчиков, а еще 60 – внутрь соединенного с фантомом головы фантома торса. В качестве оценки поглощенной дозы для каждого органа (ткани) выбиралось среднее значение показаний всех ТЛД, размещенных в этом органе (ткани).

**Таблица №1. Параметры съемки в режиме КТ «грудная клетка».**

Тип КТ	Ширина пучка рентгеновского излучения, мм	Анодное напряжение, кВ	Количество электричества, мАс	Питч	Реальная длина исследования, мм
Somatom Sensation 64	19,2	120	100	1,4	403,2
Brilliance CT 64	40	120	100	1,078	430,2
LightSpeed VCT	40	120	100	0,984	405,9
Aquilion 64	32	120	100	1,484	457,3

Таблица №2. Параметры съемки в режиме КТ «голова».

Тип КТ	Ширина пучка рентгеновского излучения, мм	Анодное напряжение, кВ	Количество электричества, мАс	Питч	Реальная длина исследования, мм
Somatom Sensation 64	19,2	120	100	0,8	273,4
Brilliance CT 64	40	120	200	0,673	261,5
LightSpeed VCT	40	120	100	0,516	278,6
Aquilion 64	32	120	210	0,641	275,8

При проведении эталонных измерений серьезное внимание было уделено калибровке ТЛД. Дело в том, что энергетический спектр рассеянного излучения отличается от спектра в прямом пучке, а использовавшиеся нами ТЛД (LiF:Mg, Ti; диаметр 4,5±0,12 мм, толщина 0,9±0,1 мм) имеют заметный разброс в показаниях в зависимости от энергии поглощаемого ими излучения. То есть в показаниях датчиков, даже закрепленных приблизительно на одинаковой глубине от поверхности антропоморфного фантома в тканях одинаковой плотности, будет присутствовать составляющая ошибка измерений, изменяющаяся в зависимости от того, какой рентгеновский поток превалирует в области измерений – прямой или рассеянный. В этом случае приходится применять специальные методы калибровки, так как традиционная калибровка в воздухе с использованием эталонных источников излучения, например <sup>137</sup>Cs, или с использованием рентгеновского пучка КТ не приводят к приемлемому результату. Значительно более адекватный решаемой задаче способ калибровки термолюминесцентных датчиков сводится к размещению группы из 22–24 калибруемых датчиков внутри соответствующих отверстий фантома СТДИ, который установлен в середине гентри сканера; облучению фантома при неподвижном столе за несколько оборотов рентгеновской трубки (для уверенного превышения накопленной дозой порога чувствительности ТЛД); снятию показаний с датчиков на длине 100 мм и расчету взвешенного СТДИ, который сравнивается со значением взвешенного СТДИ, получаемого традиционным способом при тех же параметрах съемки (можно считать соответствующее значение с консоли прибора). Отношение этих двух значений взвешенного СТДИ и определяет калибровочный коэффициент для испытываемой группы. Далее осуществляют калибровку всех остальных термолюминесцентных датчиков, которые предполагается использовать совместно с тканезквивалентными фантомами. Подробно с предло-

женным методом калибровки ТЛД можно ознакомиться в [5].

Для того, чтобы оценить вклад рассеянного излучения в регистрируемую за время исследования дозу, необходимо измерить полное дозовое распределение вдоль оси сканирования. Сделать это можно различными способами. Нами был выбран, на наш взгляд, достаточно простой и эффективный способ, связанный с построением кривых дозовых распределений. Для построения кривых распределения дозы используется набор откалиброванных описанным выше способом термолюминесцентных датчиков и по паре СТДИ фантомов из оргстекла «тело» и «голова». Сдвоенные (совмещенные вплотную один к другому) фантомы «тело» или «голова» имеют длину порядка 300 мм, что позволяет оценить распределение дозы в основном пучке, а также для одного из «хвостов» на длине около 200 мм. При использовании коллимации рентгеновского пучка КТ порядка 40 мм на длине «хвостов» распределения 200 мм удастся учесть вклад рассеянного излучения в общую

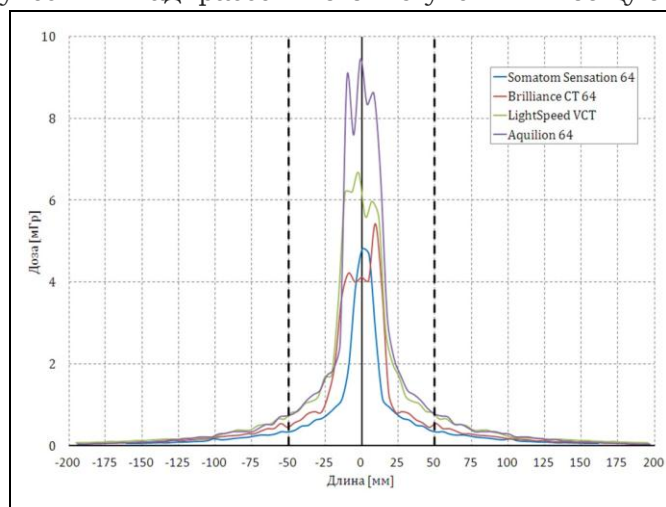
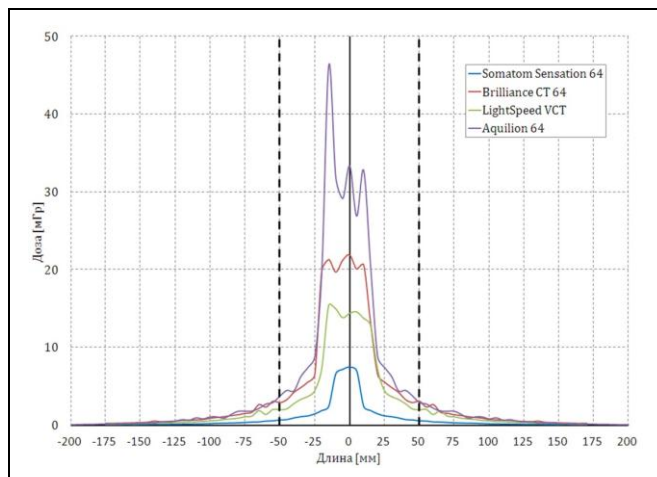


Рис. 3. Взвешенные кривые дозовых распределений для всех типов испытываемых томографов, полученные для режима исследования «грудная клетка».





**Рис. 4.** Взвешенные кривые дозовых распределений для всех типов испытуемых томографов, полученные для режима исследования «голова».

пределение поглощенной дозы в диапазоне от – 200 до +200 мм (Рис. 2). На представленном рисунке хорошо виден симметричный характер «хвостов» дозового распределения (коэффициент корреляции данных на интервалах от – 200 до –10 мм и от +10 до +200 мм составляет 0,98). Ввиду наличия симметрии для других томографов осуществлялась оценка дозового распределения лишь для основного пучка и правого «хвоста», а затем с учетом этих данных достраивался левый «хвост». Взвешенные кривые распределения поглощенной дозы вдоль оси сканирования были получены с использованием взвешивающих коэффициентов 1/3 и 2/3 для кривых в центральном и периферических отверстиях цилиндрических фантомов CTDI соответственно.

Как уже было отмечено выше, в рутинной практике для оценки эффективных доз по методу DLP в различных режимах КТ-исследований используют всего два типа фан-

**Таблица №3. Параметры съемки в режиме КТ «голова».**

Тип КТ	Отношение оценки взвешенного CTDI при учете полного вклада рассеянного излучения и оценки, полученной с использованием традиционного метода	
	Режим исследования «грудная клетка»	Режим исследования «голова»
Somatom Sensation 64	1,25	1,13
Brilliance CT 64	1,21	1,28
LightSpeed VCT	1,20	1,27
Aquilion 64	1,17	1,16
Среднее значение	1,21	1,21

поглощенную дозу практически полностью. В процессе экспериментов в сдвоенные фантомы (в их центральные или периферийные отверстия) помещались ТАД, уложенные в специально разработанные для этих целей цилиндрические контейнеры из оргстекла.

Для системы Somatom Sensation построение результирующей кривой дозового распределения осуществлялось в два этапа. На первом было оценено распределение для основного пучка и правого «хвоста» в диапазоне от –20 до +200 мм (относительно центра пучка). Затем положение сдвоенного фантома внутри гентри сканера было изменено таким образом, чтобы получить распределение, соответствующее основному пучку и левому «хвосту» в диапазоне от –200 до +20 мм. Объединение кривых, полученных на каждом из этапов, и дает полное рас-

томов CTDI – 32 и 16 см в диаметре. По этой причине было решено ограничить достаточно трудоемкие эксперименты двумя видами исследований – «грудная клетка» взрослого (CTDI фантом «тело») и «голова» взрослого (CTDI фантом «голова»).

Оценка эффективных доз при использовании антропоморфных фантомов проводилась с учетом взвешивающих коэффициентов для различных органов и тканей, представленных в рекомендациях Международной Комиссии по Радиологической защите – МКРЗ (International Commission on Radiological Protection – ICRP). Проводилось сравнение оценок доз, полученных при использовании «старых» из Публикации 60 и «новых» (Публикация 103) значений весовых коэффициентов [6-8].

Для аппарата Somatom Sensation значе-

**Таблица №4. Параметры съемки в режиме КТ «голова».**

Тип КТ	Эффективная доза, мЗв			
	Режим исследования «грудная клетка»		Режим исследования «голова»	
	МКРЗ Публикации 60	МКРЗ Публикации 103	МКРЗ Публикации 60	МКРЗ Публикации 103
<b>Somatom Sensation 64</b>	5,08	5,84	1,17	1,57
<b>Brilliance CT 64</b>	5,91	6,65	2,73	3,40
<b>LightSpeed VCT</b>	6,53	7,61	3,02	3,92
<b>Aquilion 64</b>	6,98	7,98	5,37	7,02

ние CTDI в пошаговом режиме работы при неподвижном столе определялось при коллимации рентгеновского пучка 18 мм.

Параметры съемки в обоих режимах исследований для всех МСКТ представлены в таблицах 1 и 2.

**Результаты и обсуждение.**

Взвешенные кривые дозовых распределений для всех типов испытуемых аппаратов в режимах исследования «грудная клетка» и «голова» представлены на Рис. 3 и Рис. 4, соответственно. На этих рисунках выделены пунктиром границы зоны ±50 мм, за пределами которой вклад рассеянного излучения не может быть учтен при использовании традиционного метода оценки доз на основе одного фантома CTDI и дозиметра с ионизационной камерой длиной 100 мм. Заметим, что при калибровке КТ производители оборудования используют традиционную методику, и именно по этой методике рассчитываются значения взвешенного CTDI и DLP, отображаемые на консоли прибора. Отношения оценок взвешенного CTDI при учете полного вклада рассеянного излучения (вычислении интеграла под кривыми дозовых распределений) и полученных с использованием традиционного метода представлены в таблице 3. Из данных таблицы 3 следует, что для 64-срезовых спиральных КТ только недоучет вклада рассеянного в теле пациента излучения при прочих равных условиях, приводит к недооценке дозы в среднем примерно на 21% как для режима исследования «грудная клетка», так и для режима исследования «голова».

В таблице 4 представлены оценки эффективных доз, полученные на основе метода, заявленного нами в качестве эталонного, то есть при использовании антропоморфных фан-

томов и ТАД. Приведенные в таблице данные рассчитаны с учетом взвешивающих коэффициентов для отдельных органов и тканей, как из «старых», так и из «новых» рекомендаций МКРЗ. Из представленных оценок следует, что использование коэффициентов из «новых» рекомендаций МКРЗ приводит к увеличению значения эффективной дозы в среднем на 14% для режима «грудная клетка» и в среднем примерно на 30% для режима исследования «голова». С учетом допуска на ошибки эксперимента, эти результаты согласуются с оценками для режимов «грудная клетка» и «голова» взрослого человека (7 % и 19% соответственно), полученных при анодном напряжении 120 кВ для КТ Somatom Sensation методом математического моделирования в [9], где этот метод выбран в качестве эталонного. Для режима КТ «грудная клетка» имеется полное совпадение полученных данных и с информацией, представленной в [10], однако в последней работе для режима «голова» взрослого человека при сопоставимой цифре в 39% указывается на увеличение дозы в случае использования «старых» рекомендаций.

**Выводы.**

Представленные в работе результаты свидетельствуют о том, что оценка эффективной дозы с использованием традиционных процедур на базе параметра DLP для 64-срезовых спиральных КТ с относительно широкой коллимацией рентгеновского пучка (до 40 мм) приводит к заметной (порядка 21% в режимах исследований «грудная клетка» и «голова» взрослого человека) недооценке эффективной дозы. Занижение оценок происходит за счет игнорирования составляющей рассеянного в теле пациента излучения за пределами зоны ±50 мм вдоль оси сканирования. Практически полностью

учесть вклад рассеянного излучения для 64-срезовых спиральных КТ удастся при расчете DLP на основе кривых распределения дозы на интервале  $\pm 200$  мм относительно центра рентгеновского пучка.

Также необходимо отметить, что появление «новых» рекомендаций МКРЗ, касающихся

значений взвешивающих дозовых коэффициентов для различных органов и тканей, неминуемо потребует уточнения значений коэффициентов пересчета DLP в эффективную дозу для различных типов КТ-исследований, возрастных, а, возможно, и гендерных групп.

### Список литературы:

1. Методические указания МУ 2.6.1.2944-11. Контроль эффективных доз облучения пациентов при проведении медицинских рентгенологических исследований. Роспотребнадзор; 2011.
2. IEC 61223-2-6 ed. 2.0. Evaluation and routine testing in medical imaging departments – Part 2--6: Constancy tests → Imaging performance of computed tomography X-ray equipment; 2006.
3. Kruchinin S, Zelikman M, Isaycheva E. Comparison of 64-slice CT patient effective dose estimates obtained on the basis of dose-length product parameter, absorbed dose distribution curves and using an anthropomorphic human body phantom. DOI: 10.1594/ecr2012/C-0200; 2012.
4. Календер В. Компьютерная томография. Основы, техника, качество изображений и области клинического использования. Москва: Техносфера; 2006.
5. Зеликман МИ, Кручинин СА. Калибровка термолюминесцентных дозиметров, используемых для оценки эффективных доз в компьютерной томографии. Медицинская техника 5 (275): 11–15; 2012.
6. Санитарные правила и нормативы СП 2.6.1.2612-10. Основные санитарные правила обеспечения радиационной безопасности (ОСПОРБ 99/2010). Роспотребнадзор; 2011.
7. 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. Pergamon Press; ICRP Publication 60; Ann ICRP 21 (1-3); 1991.
8. 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. Pergamon Press; ICRP Publication 103; Ann ICRP 37 (2–4); 2007.
9. Deak P, Smal Y, Kalender W. Multisection CT protocols: sex- and age- specific conversion factors used to determine effective dose from dose-length product. Radiology, 257: 158–166; 2010.
10. Christner JA, Kofler JM, McCollough CH. Estimating Effective Dose for CT Using Dose–Length Product Compared With Using Organ Doses: Consequences of Adopting International Commission on Radiological Protection Publication 103 or Dual-Energy Scanning. American Journal of Roentgenology 194: 881–889; 2010.