М.И. Зеликман, С.А. Кручинин

КАЛИБРОВКА ТЕРМОЛЮМИНЕСЦЕНТНЫХ ДОЗИМЕТРОВ, ИСПОЛЬЗУЕМЫХ ДЛЯ ОЦЕНКИ ЭФФЕКТИВНЫХ ДОЗ В КОМПЬЮТЕРНОЙ ТОМОГРАФИИ

Аннотация

Представлен метод калибровки термолюминесцентных датчиков на основе LiF: Mg, Ti, которые используются совместно с антропоморфными фантомами тела человека для оценки референтных уровней эффективных доз пациентов при различных КТ-исследованиях. Показано, что применение предложенного метода в ряде случаев позволяет повысить точности оценок на 80 % по сравнению с традиционными подходами к калибровке в воздухе, например с использованием эталонных радиационных источников.

Использование антропоморфных фантомов тела человека совместно с термолюминесцентными дозиметрами (ТЛД) – один из наиболее объективных и точных методов оценки эффективных доз пациента при производстве различных диагностических процедур с использованием рентгеновских компьютерных томографов (КТ). С его помощью, как правило, получают референтные уровни дозы для конкретного типа аппарата, с которыми на протяжении всего времени эксплуатации КТ будут сравниваться оценки, полученные более простыми и универсальными методами [1], [2]. Однако, в отличие от традиционного использования ТЛД для осуществления индивидуального дозиметрического контроля (ИДК) персонала рентгенодиагностических и рентгенотерапевтических кабинетов и отделений, поглощенная доза в данном случае накапливается не на поверхности тела (например на уровне груди или нижней части живота), а в различных органах и системах человеческого организма, имитируемых антропоморфным фантомом.

При применении ТЛД в интересах ИДК их калибровка осуществляется, как правило, в воздухе с помощью эталонных радиационных источников, например ^{137}Cs. Но особенность совместного применения ТЛД и антропоморфных фантомов в случае КТ-исследований заключается в том, что в процессе сканирования датчики, расположенные в различных органах (на различной глубине от поверхности тела), облучаются рентгеновским потоком с различными уровнями энергии. Это обусловливается тем обстоятельством, что значительная часть интегральной дозы (что особенно актуально для современных многосрезовых спиральных КТ с коллимацией рентгеновского пучка 30...40 мм и более) формируется за счет рассеянного в теле излучения, а другая часть – за счет прямого пучка, но успевшего повзаимодействовать с тканями различной плотности и толщины, которые соответствуют тем или иным органам. То есть в случае КТ происходят заметные деформации энергетического спектра первичного рентгеновского пучка как за счет геометрии съемки, так и за счет различий в плотности и толщине тканей, с которыми этот пучок взаимодействует. А, как известно, точность метода ТЛД при использовании датчиков на основе LiF: Mg, Ti существенно зависит от энергетических характеристик абсорбируемых рентгеновских фотонов [3]. Дополнительно заметим, что ряд исследователей обратили внимание также и на искажение оценок дозы, возникающее при игнорировании в процессе калибровки ТЛД эффекта вращения пучка в КТ, т. е. при калибровке датчиков в неподвижном рентгеновском пучке или при использовании неподвижного эталонного радиационного источника [4].

Таким образом, становится очевидно, что для повышения точности оценки уровня поглощенной в антропоморфном фантоме дозы необходимо производить калибровку термолюминесцентных датчиков, которая бы учитывала как изменение энергетического состава рентгеновского пучка, так и геометрические параметры облучения в процессе сканирования. В данной статье представлен метод калибровки ТЛД, учитывающий отмеченные особенности и позволяющий заметно повысить точность оценки эффективных доз пациентов для различных КТ-исследований по сравнению с традиционными подходами к калибровке накопителей дозы на основе фторида лития.

Как уже указывалось выше, эффективная доза пациента в рассматриваемом случае оценивается при использовании антропоморфного фантома тела взрослого человека или ребенка (например «АТОМ», «CIRS»), состоящего из секций толщиной 25 мм, каждая из которых включает в себя сечения соответствующих положению секции органов с различной плотностью тканей. В секциях имеются углубления, в которые помещаются термолюминесцентные датчики, как это показано на *рис. 1*. Используемые ТЛД имеют диаметр (4,5 ± 0,12) мм и толщину (0,9 ± 0,1) мм. Общее количество датчиков нигде не регламентируется, однако для повышения точности измерений рекомендуется располагать в каждом из значимых органов по несколько датчиков, для того чтобы иметь усредненную оценку поглощенной дозы для соответствующего органа. Мы использовали 99 датчиков, расположение которых иллюстрирует *табл. 1*. Полученные после считывания данных с ТЛД (при использовании прибора ДТУ-01) усредненные значения поглощенной дозы в органах умножают на соответствующие взвеши-

вающие коэффициенты, представленные в рекомендациях Европейской Комиссии по радиационной безопасности [5], производят суммирование и таким образом получают оценку эффективной дозы для заданного режима исследования.

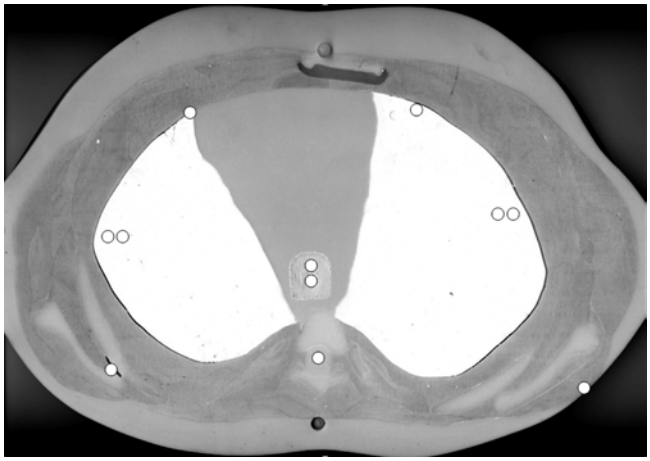

Рис. 1. Одна из секций антропоморфного фантома с установленными термолюминесцентными дозиметрами

Таблица 1

Распределение ТЛД в различных органах и тканях

Орган или ткань	Количество датчиков
Красный костный мозг	7
Толстая кишка	5
Легкие	24
Желудок	4
Грудь	2
Гонады	2
Мочевой пузырь	2
Печень	5
Пищевод	8
Щитовидная железа	6
Кожа	11
Поверхность костей	10
Остальные органы	13
Всего	99

Процедура оценки эффективных доз при КТ-исследованиях с использованием антропоморфных фантомов и ТЛД, как уже отмечалось, достаточно громоздка и трудоемка и оправданна лишь в случае, когда необходимо получить референтные («эталонные») уровни для конкретного типа аппарата. Наиболее распространенный на практике метод определения эффективных доз – использование оценки параметра «произведение дозы на длину» (dose-length product – DLP) и коэффициентов пересчета, учитывающих возраст пациента (взрослый – ребенок), а также режим КТ-исследования (например грудная клетка, таз, голова и т. п.) [6], [7]. Параметр *DLP*, как правило, отображается на консоли оператора КТ, но может быть получен экспериментально при использовании цилиндрических фантомов из оргстекла различного диаметра – 32 см («тело» взрослого человека) и 16 см («голова» взрослого человека либо «голова» и «тело» ребенка). Эти же фантомы применяются при калибровке КТ в различных режимах с целью обеспечения возможности отображения на консоли данных о поглощенной дозе в автоматическом режиме по окончании каждого исследования. Поглощенную дозу в цилиндрических фантомах оценивают приборами, использующими в качестве датчика ионизационные камеры «карандашного» типа. Чувствительная область камеры (длина этой области составляет 100 мм) помещается в соответствующее отверстие фантома (последовательно в центральное и каждое из четырех периферийных), осуществляется экспозиция за один оборот трубки без перемещения стола пациента, и считываются показания прибора. После этого рассчитывают взвешенный и объемный показатели дозы КТ ($CTDI_w$ и $CTDI_{vol}$ соответственно). На основании объемного показателя дозы определяют *DLP*, а затем и эффективную дозу.

Хотя описанные выше цилиндрические фантомы не в полной мере соответствуют форме человеческого тела, все же их использование при калибровке термолюминесцентных датчиков позволяет в значительной степени учесть изменения энергетического спектра рентгеновского потока в процессе сканирования для разных областей человеческого тела. Дополнительно отметим, что при установке фантома с датчиками внутри гентри КТ удается учесть и влияние на показания датчиков кругового перемещения рентгеновского пучка. Таким образом, использование цилиндрических фантомов из оргстекла «голова» и «тело», а также совершающего круговое перемещение рентгеновского пучка КТ для калибровки ТЛД, которые в дальнейшем будут установлены внутри антропоморфного фантома, представляется простым, удобным и достаточно универсальным решением. В литературе имеются данные, касающиеся возможности калибровки термолюминесцентных датчиков при расположении их в центральном отверстии фантома для оценки *CTDI*, например [8]. Однако в этом случае калибровочные поправки будут учитывать изменения спектра рентгеновского пучка, характерные для области, прилегающей к центральной продольной оси тела пациента. Изменения энергетического спектра, возникающие в районе органов, расположенных ближе к поверхности тела (спереди, сзади и сбоку), останутся практически неучтенными. Для того чтобы рассчитанные калибровочные поправки включали в себя изменение энергетического спектра рентгеновского пучка в том числе и в этих областях, предлагается дополнительно оценивать отклонение данных о поглощенной дозе от эталонных не только в центре фантома из оргстекла, но и в районе его периферийных отверстий.

Методика калибровки в этом случае сводится к следующему. Калибруемые ТЛД помещают в спе-

циально разработанные контейнеры цилиндрической формы из оргстекла, каждый из которых содержит 22...24 датчика. Диаметр контейнеров таков, что они свободно вставляются в центральное и периферийные отверстия фантома для оценки показателя дозы КТ (по аналогии с измерительной ионизационной камерой). Затем фантом с датчиками устанавливают в центре гентри КТ и при выбранном режиме исследования осуществляют экспозицию за один оборот рентгеновской трубки без перемещения стола пациента. С целью повышения точности калибровки можно сделать несколько экспозиций при неизменяемых параметрах сканирования (для надежного превышения порога чувствительности термолюминесцентных датчиков). Затем считывают данные с ТЛД, находившихся как в центре, так и на периферии фантома, и приводят их к одной экспозиции (делят на количество экспозиций). В результате появляется возможность оценить $CTDI_w$ на основании показаний термолюминесцентных датчиков.

В качестве эталонного прибора для калибровки может быть использован, например, «Unfors Xi» с ионизационной камерой «карандашного» типа. С помощью этого прибора, не меняя параметры сканирования, также оценивают $CTDI_w$, а соотношение взвешенных показателей дозы КТ, полученных при использовании эталонного прибора и термолюминесцентных датчиков, и дает искомый калибровочный коэффициент для анализируемой группы из более чем 100 ТЛД. Если же требуется откалибровать меньшее количество датчиков, то можно ограничиться 1...3 контейнерами с ТЛД, устанавливаемыми в периферийные отверстия фантома (как правило, отличия оценок поглощенных доз в различных периферийных областях крайне незначительны).

Апробация предложенной методики калибровки осуществлялась с использованием четырех моделей 64-срезовых КТ: «Somatom Sensation 64» компании «Siemens Healthcare»; «Brilliance 64 CT» компании «Philips Healthcare»; «Aquilion 64» компании «Toshiba Medical Systems» и «Light Speed VCT» компании «GE Healthcare» с максимальной коллимацией рентгеновского пучка в диапазоне 28,8...40 мм.

Искажения спектра рентгеновского пучка при прохождении через слой оргстекла толщиной 80 и 160 мм (аналог радиусов цилиндрических фантомов «голова» и «тело») иллюстрирует *рис. 2*, на котором представлены нормированные к максимальным значениям соответствующие энергетические спектры. В данном случае на рентгенографической установке моделировались геометрия и качество излучения, близкие к параметрам пучка КТ.

Значения калибровочных коэффициентов, полученные при использовании цилиндрических фантомов «голова» и «тело» (K_h и K_b соответственно) и нормированные к калибровочному коэффициенту в воздухе (K_{air}), представлены в *табл. 2*. Норми-

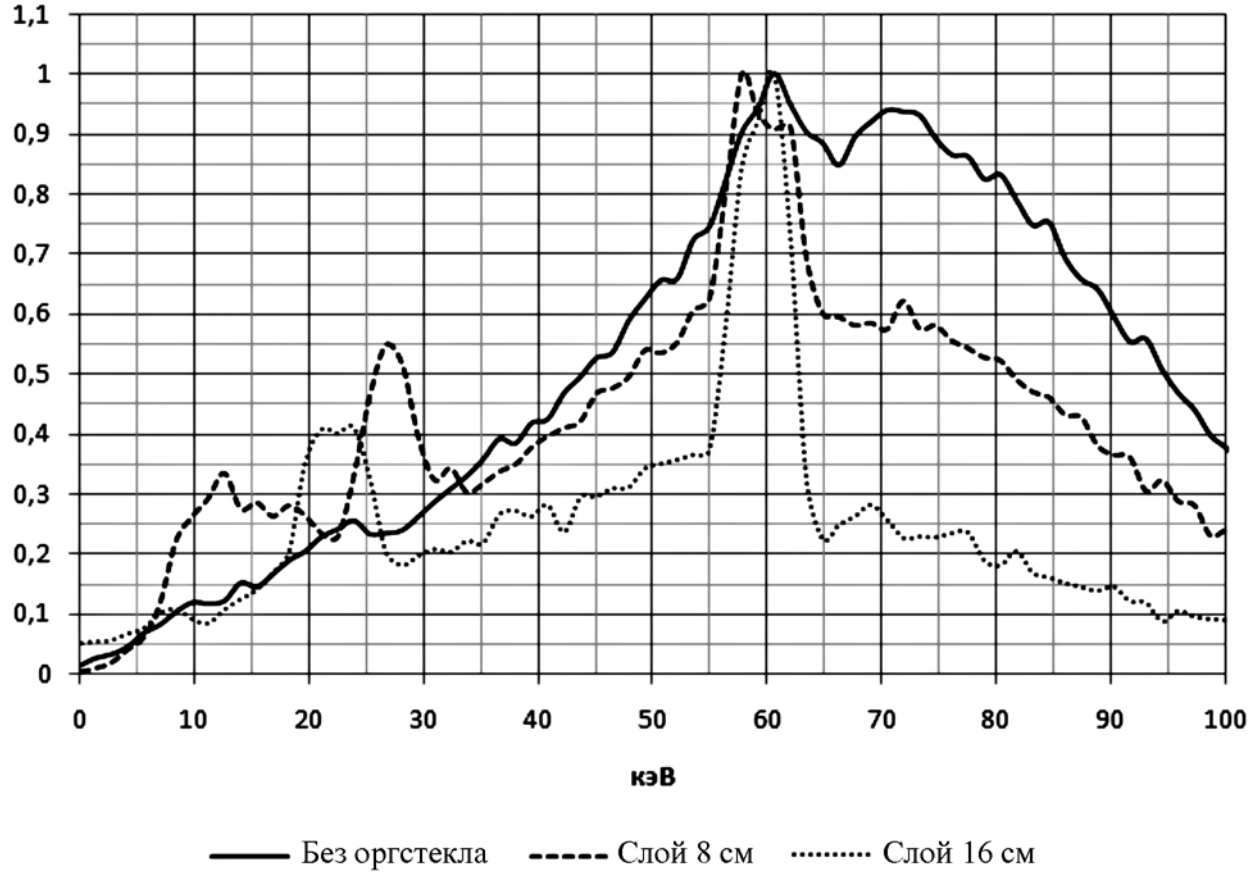

Рис. 2. Энергетические спектры рентгеновского пучка за слоем оргстекла и при его отсутствии

Таблица 2

Калибровочные коэффициенты для различных моделей 64-срезовых КТ

Тип КТ	Somatom Sensation 64		Brilliance 64 CT		Light Speed VCT		Aquilion 64	
Коллимация рентгеновского пучка, мм	10	28,8	10	40	10	40	8	32
K_b / K_{air}	0,66	0,61	0,79	0,80	0,78	0,56	0,89	0,79
K_h / K_{air}	0,95	0,81	0,95	0,82	0,98	0,90	0,91	0,89

Таблица 3

Калибровочные коэффициенты для различных моделей 64-срезовых КТ, полученные с учетом данных только в центре соответствующего цилиндрического фантома

Тип КТ	Somatom Sensation 64		Brilliance 64 CT		Light Speed VCT		Aquilion 64	
Коллимация рентгеновского пучка, мм	10	28,8	10	40	10	40	8	32
K_{cb} / K_{air}	0,62	0,60	0,68	0,79	0,80	0,49	0,70	0,81
K_{ch} / K_{air}	0,84	0,76	0,93	0,88	0,98	0,90	0,76	0,98

ровка к калибровочному коэффициенту в воздухе позволила исключить влияние на интерпретируемые результаты параметров конкретного устройства считывания данных с ТЛД. Из представленной в *таблице* информации явствует, что калибровочные коэффициенты для соответствующих фантомов отличаются от калибровочных коэффициентов в воздухе тем больше, чем больше уровень рассеянного излучения (для фантома «голова» с рассеивающим слоем 80 мм оргстекла это отличие меньше, чем для фантома «тело» с рассеивающим слоем 160 мм). Большой разброс в калибровочных коэффициентах для различных моделей КТ для фантома «тело», по нашему мнению, объясняется различиями в конфигурации рентгеновского пучка (определяемой в основном формой фильтра-бабочки и материалом, из которого он изготовлен), так как эта конфигурация заметно влияет на уровень рассеянного излучения и интегральную дозу в периферийных областях фантома, особенного «телесного».

Для сравнения в *табл. 3* представлены нормированные к показателям в воздухе оценки калибровочных коэффициентов, но полученные на основе измерений только в центре цилиндрических фантомов. Эти данные отличаются от представленных в *табл. 2* несущественно: разница для всех КТ и обоих типов фантомов не превышает 30 %. Однако при работе с конкретным сканером такую разницу, также определяемую конфигурацией рентгеновского пучка и его энергетическими характеристиками, желательно учитывать.

Существует зависимость калибровочных коэффициентов и от коллимации рентгеновского пучка, но эта зависимость менее выражена, чем зависимость от толщины слоя поглотителя. Данную зависимость в диапазоне коллимаций пучка 30...100 мм иллюстрирует *рис. 3*, данные для которого получены на традиционном рентгенографическом аппарате при моделировании геометрии и энергетических характеристик рентгеновского пучка, соответствующих КТ-сканерам. Калибровочные коэффициенты в этом случае рассчитывались на основе измерений, проведенных только в центре соответствующего цилиндрического фантома («голова» или «тело»).

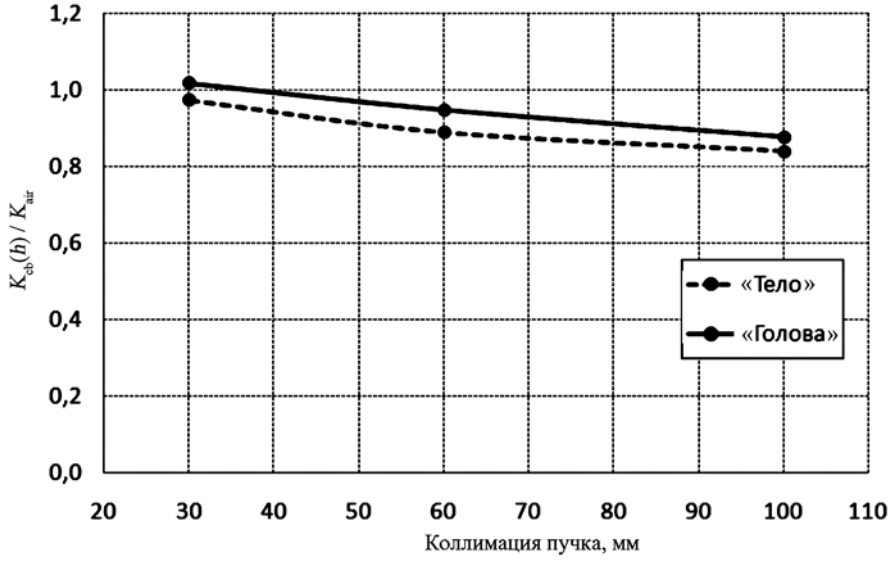

Рис. 3. Зависимость калибровочных коэффициентов от коллимации рентгеновского пучка

В заключение отметим, что применение на практике предложенной методики калибровки термолюминесцентных датчиков, которые используются совместно с антропоморфными фантомами тела человека для контроля эффективных доз при проведении КТ-исследований, в ряде случаев позволяет повысить точность дозовых оценок вплоть до 80 % (торакальные, урологические исследования и исследования желудочно-кишечного тракта у взрослых) и более чем на 20 % – для исследований головы и шеи у взрослых, а также педиатрических исследований (с использованием антропоморфного фантома тела ребенка).

Список литературы:

1. *Зеликман М.И., Кручинин С.А.* Сравнительный анализ различных методов оценки эффективных доз при использовании рентгеновских компьютерных томографов // Медицинская техника. 2009. № 5. С. 7-11.
2. *Groves A.M. et al.* 16-detector multislice CT: Dosimetry estimation by TLD measurement compared with Monte Carlo simulation // The British Journal of Radiology. 2004. Vol. 77. PP. 662-665.
3. *Davis S.D. et al.* The response of LiF thermoluminescence dosimeters to photon beams in the energy range from 30 kV X rays to ^{60}Co gamma rays // Radiation Protection Dosimetry. 2003. Vol. 106 (1). PP. 33-43.
4. *Maia A.F., Caldas L.V.E.* A rotational calibration method using thermoluminescent dosimeters for dose determination in computed tomography beams // Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section B: Beam Interactions with Materials and Atoms. 2008. Vol. 266. Is. 1. PP. 107-110.
5. The 2007 recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICPR publication 103. Ann. ICRP 2007. Vol. 37 (2-4). PP. 1-332.
6. МУК 2.6.1.1797-03 Контроль эффективных доз облучения пациентов при медицинских рентгенологических исследованиях. Методические указания. – М.: Федеральный центр Госсанэпиднадзора Минздрава России, 2004. 36 с.
7. European Commission's Study Group. European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography, EUR 16262 EN, European Communities, Luxembourg, 1999.
8. *Jefferson A., Zheng D.* Dosimetry of double orbit cone beam computed tomography (CT) as applied to image guided radiotherapy (IGRT) // Department of Radiation Oncology, Division of Medical Physics, VCU Medical Center, BBSI Summer 2008, 4 p.

Михаил Израилевич Зеликман,
д-р техн. наук, профессор,
зам. директора по науке,
Сергей Александрович Кручинин,
канд. техн. наук,
начальник отдела,
ГБУЗ «Научно-практический центр
медицинской радиологии»
Департамента здравоохранения г. Москвы,
г. Москва,
e-mail: miz@rpcmr.org.ru

ВНИМАНИЮ ПОДПИСЧИКОВ,
РУКОВОДИТЕЛЕЙ СЛУЖБ ИНФОРМАЦИИ И БИБЛИОТЕК!

ПРЕДЛАГАЕМ ПОДПИСАТЬСЯ НА ЖУРНАЛ
«МЕДИЦИНСКАЯ ТЕХНИКА»

НА 2013 ГОД.

Индекс по каталогу «Роспечать» – 72940.

В редакции можно оформить и оплатить льготную подписку с любого месяца.
Стоимость подписки (включая доставку и НДС 10 %): 750 руб. – за один номер,
2250 руб. – на первое полугодие 2013 года (3 номера), 4500 руб. – на 2013 год (6 номеров).

Наши тел.: (495) 695-10-70, 695-10-71.