

Определение эффективной дозы на системах рентгеновского досмотра на основе измерения кермы в воздухе или амбиентного эквивалента дозы

Целью данной работы являлось определение коэффициентов перехода от измеряемых на практике величин – кермы в воздухе или амбиентного эквивалента дозы – к эффективной дозе на досмотровых системах с использованием рентгеновского излучения (на примере установки «Сибскан»). В данной работе представлены результаты расчетов эффективной дозы методом Монте-Карло с использованием пакета моделирования GEANT4 и антропоморфных фантомов MIRD и МКРЗ/ICRP. Было показано, что при расчетах, основанных на измерении кермы в воздухе, необходимо использовать множитель 1,05 (Зв/Гр) при облучении досматриваемых в передне-задней проекции и 0,65 (Зв/Гр) в задне-передней проекции. В расчетах, основанных на результатах измерения амбиентного эквивалента дозы $H^*(10)$, необходимо учитывать коэффициент пересчета $H^*(10)/Керма$, равный 1,62 (Зв/Гр) и использовать коэффициенты 0,65 (Зв/Зв) и 0,4 (Зв/Зв) в указанных проекциях соответственно. Для более точного определения эффективной дозы необходимо учитывать больший набор технических параметров системы. Так, необходимо заявлять не только максимальное напряжение на источнике излучения, но и толщину слоя половинного ослабления в алюминии как меру примененной фильтрации фотонного излучения. Полученные коэффициенты могут быть использованы при оценке эффективных доз облучения на реальных системах.

С.Е.Бару¹, В.Е.Кравченко¹,
В.В.Леонов¹, П.А.Папушев¹,
В.В.Поросев^{1,2}

¹ Институт ядерной физики им. Г.И. Будкера СО РАН, г. Новосибирск

² Новосибирский государственный университет, НГУ, г. Новосибирск

Ключевые слова:

дозиметрия рентгеновского излучения, системы персонального досмотра.

На протяжении многих лет в Институте ядерной физики СО РАН ведутся работы по созданию малодозных рентгенографических установок сканирующего типа [1]. Одной из наиболее востребованных разработок стала система рентгеновского досмотра пассажиров «Сибскан» [2]. Применение оригинального детектора с высокой эффективностью регистрации рентгеновских квантов и низким уровнем собственных шумов позволило получать изображения при предельно низком уровне облучения. С появлением международных стандартов на системы подобного рода в нашей стране были введены СанПиН 2.6.1.3106-13 «Гигиенические требования по обеспечению радиационной безопасности при использовании рентгеновских сканеров для персонального досмотра людей». Так, согласно этому документу, если эффективная

доза за одно сканирование (обследование) не превышает $0,3 \text{ мкЗв}$, то такие системы могут использоваться для персонального досмотра людей любыми организациями, имеющими лицензию на осуществление деятельности в области использования источников ионизирующих излучений. Поскольку эффективная доза представляет собой расчетный нормируемый параметр, целью данной работы являлось определение коэффициентов пересчета между измеряемыми на практике величинами и эффективной дозой на установке «Сибскан».

Установка «Сибскан»

Общий вид установки представлен на рис. 1. Основные элементы системы – излучатель (1), коллиматор (2) и детектор (3) закреплены на балке. Коллиматор формирует тонкий веерообразный луч излучения в горизонталь-

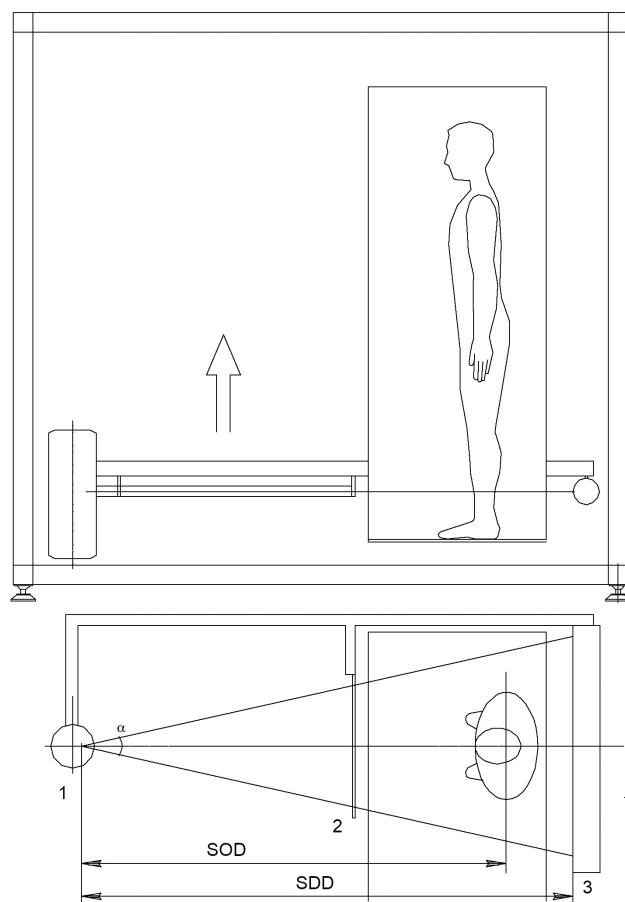
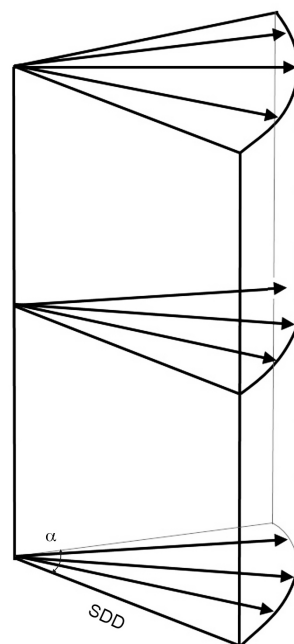


Рис. 1. Схема установки «Сибскан» (слева) и формируемое поле излучения (справа).



ной плоскости, а распределение интенсивности излучения за сканируемым объектом измеряется с помощью однокоординатного детектора. Во время процедуры досмотра, не превышающего 5 секунд, трубка, коллиматор и детектор равномерно и синхронно передвигаются в вертикальном направлении. Данные с детектора через каждые несколько миллисекунд передаются в память компьютера для анализа.

Расстояние излучатель–детектор (SDD) равно 2 метра, а в более поздних модификациях уменьшено до 1,5 м. Угол расхождения излучения – 23 град. и 29 град. в укороченной версии установки. Таким образом, полное поле излучения, формируемое в процессе сканирования, можно представить как сектор цилиндра высотой ~2 м, радиусом основания SDD и углом α , образуемое линейным источником излучения с направлением вылета фотонов перпендикулярно его оси. Расстояние фокус трубки – срединная плоскость досматриваемого человека (SOD) принимается равным 1650 и 1200 мм соответственно. Контролирующий дозиметр, измеряющий керму или AMBIENTНЫЙ эквивалент дозы, располагается на этом же расстоянии. Номинальное напряжение на излучателе 120 кВ. На трубку устанавливается дополнительный постоянный фильтр из меди толщиной 0,1 мм.

Расчет эффективной дозы

При контроле технического состояния рентгеновских установок широко применяются переносные дозиметры. В качестве результата измерений ряд моделей выдает значения AMBIENTНОГО эквивалента дозы $H^*(10)$ рентгеновского и гамма-излучения с единицей измерения Зиверт, а ряд моделей измеряют керму в воздухе с единицей измерения Грей. Согласно определению, эффективная доза – это взвешенная сумма эквивалентных доз для рассматриваемых тканей и органов челове-

ка [3], которые не являются практически измеряемыми величинами:

$$E = \sum_T \omega_T \sum_R \omega_R D_{T,R} = \sum_T \omega_T H_T ,$$

где H_T [Зв] – эквивалентная доза облучения ткани или органа T , а ω_T – ее взвешивающий фактор. Множитель ω_R перед поглощенной дозой облучения $D_{T,R}$ [Гр] учитывает различную биологическую эффективность различных видов излучения R при их возможной суперпозиции. В нашем случае облучение проводится только рентгеновскими фотонами низких энергий со взвешивающим фактором ω_R , равным единице [3]. В то же время, под AMBIENTНЫМ эквивалентом дозы подразумевается значение эквивалента дозы на заданной глубине в сферическом фантоме МКРЕ (международной комиссии по радиационным единицам) диаметром 30 см и состоящей из четырехкомпонентной тканеэквивалентной композиции. Согласно данным Публикации 116 МКРЗ, коэффициент пересчета из AMBIENTНОГО эквивалента дозы в эффективную дозу меняется в диапазоне от 0,2 до 0,85 для моноэнергетических фотонов в диапазоне энергий 20–100 кэВ при облучении в передне-задней проекции [4]. Поэтому, ориентируясь только на показания дозиметра, предоставляющего результат измерения в виде AMBIENTНОГО эквивалента дозы, и не опираясь на знания реального спектра излучения установки, мы можем значительно переоценить эффективную дозу облучения. Таким образом, для определения значений эффективной дозы облучения на установке необходимо получить распределение поглощенных доз в органах человека для конкретной геометрии облучения и связать их с измеряемыми на практике величинами. Вычислительные методы широко применяются при определении доз облучения. В частности, Методические указания МУ 2.6.1.2944-11 «Контроль эффективных доз облучения пациентов при

проведении медицинских рентгенологических исследований» рассчитывались с помощью компьютерной программы EDEREX. В данной работе моделирование прохождения частиц через вещество выполнялось с использованием разработанного в CERN пакета GEANT4-4.10.0 [5]. GEANT4 – это объектно-ориентированный пакет на языке программирования C++, используемый для расчета прохождения частиц через вещество методами Монте-Карло. Данный пакет пошагово обрабатывает прохождение каждой частицы через вещество на основе заданных физических процессов. Большинство процессов описываются формулами, остальные же, в частности, физика низких энергий, описаны в виде таблиц, сформированных на основе экспериментальных данных. Этот пакет широко применяется не только в ядерной, но и в медицинской физике [6-8]. В нашей работе для описания взаимодействия фотонов и заряженных частиц использовался стандартный набор процессов G4EmLivermorePhysics. В моделировании использовались как стандартные спектры медицинских диагностических аппаратов для трубки с вращающимся вольфрамовым анодом, углом наклона анода 15 град. при напряжении на рентгеновской трубке 100 и 120 кВ [9], так и расчетные спектры, полученные моделированием взаимодействия электронного пучка и вольфрамовой клинообразной мишени при начальной энергии электронов 140 кэВ. Собственная фильтрация излучателя принималась эквивалентной по качеству алюминию толщиной 1,55 мм. Во всех случаях дополнительно учитывался устанавливаемый на установку постоянный фильтр 0,1 мм Cu. Вычисления при напряжениях 100 кВ и 140 кВ позволяют оценить вариативность параметров при возможном изменении анодного напряжения источника рентгеновского излучения в процессе долговременной эксплуатации, которые в принципе не должны превышать 10% (ГОСТ Р 50267.2.54-2013). В расчетах

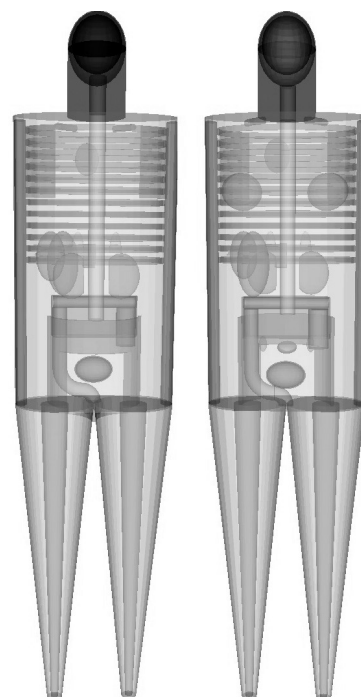
использовались взвешивающие коэффициенты для тканей согласно Публикации 103 МКРЗ.

Результаты расчета с фантомом MIRD

В качестве первоначальной модели стандартного человека для расчета эффективной дозы облучения на установке был взят математический антропоморфный фантом, разработанный MIRD в 1969 г. [10] и дополненный в 1987 г. [11]. В данной модели внутренние органы человека описываются одной или несколькими геометрическими фигурами, такими как: цилиндр, эллипсоид с высеченными частями и др. На рис.2 представлен общий вид фантома MIRD для мужчины и женщины.

Использование геометрических фигур для описания объекта существенно упрощает вычислительные процедуры при расчете траекторий частиц, что существенно уменьшает время вычислений. Однако условность описания оставляет открытым вопрос достоверности получаемых результатов. При вычислениях с фантомом MIRD расстояние SDD было равно 2 метра, угол α равен 20 град., разыгрыва-

Рис.2. Общий вид фантома MIRD для мужчины и женщины.



лось 10^8 начальных фотонов. Несмотря на то, что разыгрывалось существенно меньшее число фотонов, чем при реальном облучении, статистическая погрешность расчета эффективной дозы составила 0,27%, что более чем достаточно для подобного рода вычислений. В табл.1 представлены результаты расчета эффективной дозы, нормированные на керму в воздухе, равную 1 мкГр при двух направлениях облучения: задне-передняя проекция (ЗП) и передне-задняя проекция (ПЗ). Вычисление кермы проводилось путем пересчета величины флюенса фотонного излучения на расстоянии SOD от источника при отсутствии фантома.

Табл.1. Эффективная доза при различных напряжениях на рентгеновской трубке и проекциях. Фантом MIRD. $K = 1$ мкГр.

U, кВ	Эффективная доза, мкЗв	
	ЗП	ПЗ
100	0,741	1,002
120	0,746	1,060
140	0,806	1,068

Результаты расчета с фантомом МКРЗ

Вследствие возрастающей необходимости адекватного описания модели человека при расчетах доз, в 2009 году была выпущена Публикация 110 МКРЗ «Adult Reference Computational Phantoms», в которой были представлены рекомендованные вычислительные модели мужчины и женщины, сформированные на основе томографических данных реальных людей. Вычислительный фантом мужчины «RMCP» (Reference Male Computational Phantom) состоит из 1,9 миллиона вокселей с размером вокселя $36,5 \text{ мм}^3$, а вычислительный фантом женщины «RFCP» (Reference Female Computational Phantom) из 3,9 миллиона вокселей объемом $15,2 \text{ мм}^3$. На рис.3 представлен общий вид фантомов для мужчины и женщины.

В табл.2 и 3 представлены результаты расчета эффективной дозы, также нормирован-

ные на керму в воздухе, равную 1 мкГр, при двух направлениях облучения и различных расстояниях фокус–объект. Для сравнения были также выполнены расчеты амбиентного эквивалента дозы $H^*(10)$ путем замены антропоморфного фантома на сферический фантом МКРЕ. При этом вычислялось энерговыделение в цилиндре диаметром 1 см, высотой 1 мм и расположенном на глубине 10 мм в направлении падения излучения. Результаты этих расчетов также приведены в таблицах.

Из представленных данных следует, что эффективная доза облучения в задне-передней проекции составляет ~63% от дозы в передне-задней проекции. Уменьшение габаритов установки и связанное с этим изменение геометрии пучка приводит к незначительному увеличению доз облучения (менее 1%), а увеличение рабочего напряжения со 100 кВ до 140 кВ приводит к увеличению эффективной дозы примерно на 10%. Стоит отметить, что амбиентный эквивалент дозы практически не меняет своего значения, и отношение $H^*(10)/\text{Керма}$ в среднем равно 1,62 Зв/Гр.

С развитием систем досмотра, использующих проникающее рентгеновское излучение, за рубежом был принят стандарт

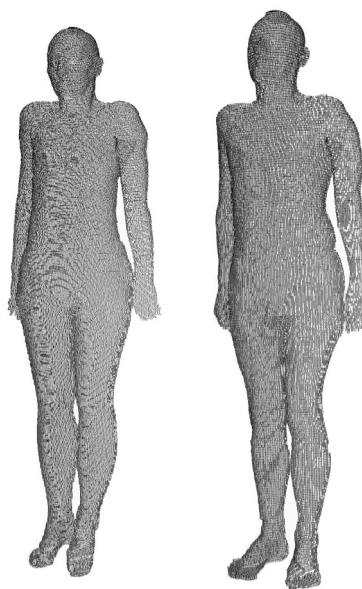


Рис.3. Общий вид фантомов МКРЗ для мужчины и женщины.

Табл.2. Эффективная доза и $H^*(10)$ при различных напряжениях на рентгеновской трубке и проекциях. Фантом МКРЗ. $K = 1$ мкГр. $SOD = 165$ см.

U, кВ	Эффективная доза, мкЗв		$H^*(10)$, мкЗв
	ЗП	ПЗ	
100	0,585	0,960	1,57
120	0,649	1,03	1,61
140	0,654	1,03	1,56

Табл.3. Эффективная доза и $H^*(10)$ при различных напряжениях на рентгеновской трубке и проекциях. Фантом МКРЗ. $K = 1$ мкГр. $SOD = 120$ см.

U, кВ	Эффективная доза, мкЗв		$H^*(10)$, мкЗв
	ЗП	ПЗ	
100	0,591	0,963	1,62
120	0,652	1,03	1,67
140	0,661	1,03	1,65

ANSI/HPS №43.17-2009 «Radiation Safety for Personnel Security Screening Systems Using X-Ray or Gamma Radiation», который не только регламентирует допустимые дозы облучения, но и содержит рекомендации по определению эффективных доз облучения при досмотровых процедурах. Так, в частности, рекомендуется рассматривать зависимости коэффициентов пересчета кермы в эффективную дозу не от напряжения на рентгеновском излучателе, а в зависимости от толщины слоя половинного ослабления (СПО) в алюминии. На рис.4 точками показаны результаты вычислений коэффициента перехода от кермы в воздухе в эффективную дозу для различных направлений облучения в зависимости от толщины слоя половинного ослабления для установки «Сибскан». Для спектров, использованных в расчетах, слой половинного ослабления равен: СПО(100 кВ) = 5,4 мм, СПО(120 кВ) = 6,2 мм, СПО(140 кВ) = 6,5 мм. Значения СПО, рассчитанные по спектрам, генерируемым пакетом ХОР 2.3 [12], составляют 5,2 мм, 6,0 мм и 6,7 мм соответственно. Это отражает диапазон возможных различий между реальными си-

стемами. Так, СПО(120 кВ), измеренный на реальной установке с использованием дозиметра Unfors Mult-O-Meter 562 в режиме измерения экспозиционной дозы, равен $6,24 \pm 0,12$ мм. Также, на рис.4 представлена предложенная в ANSI/HPS №43.17-2009 зависимость коэффициента пересчета от величины СПО.

Из представленных данных видно, что результаты расчетов с фантомом MIRD в задне-передней проекции демонстрируют существенное различие по сравнению с результатами расчета с МКРЗ/ICRP фантомом. Условность описания и, как следствие, геометрическая неточность фантома MIRD не позволяет точно учесть защитное действие тела человека при его облучении со спины на основные радиационно-чувствительные органы, расположенные, в основном, на передней части тела человека [13]. В то же время, результаты расчетов с фантомом МКРЗ согласуются с данным публикации [14] и ANSI/HPS №43.17-2009. Предложенная в ANSI/HPS №43.17-2009 модель для определения коэффициента конверсии кермы в

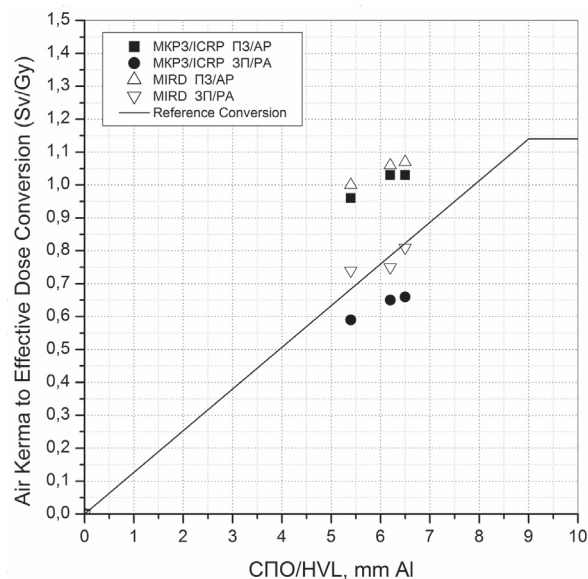


Рис.4. Зависимость коэффициента конверсии кермы в воздухе в эффективную дозу от толщины слоя половинного ослабления, рассчитанная с фантомами MIRD и МКРЗ в двух проекциях.

воздухе в эффективную дозу была получена путем усреднения расчетных данных по двум проекциям (ПЗ и ЗП) с использованием как стандартных, так и рассчитанных, согласно опубликованным данным, спектрам излучения реальных систем. В этих расчетах расстояние SOD задавалось настолько большим, чтобы можно было говорить о практически однородном поле излучения. Наличие усреднения по проекциям объясняется тем, что в процессе проведения процедуры досмотра установкам, использующим метод обратного рассеивания, необходимо делать минимум две проекции, чтобы получить полное изображение человека. Поэтому предложенная модель позволяет получить адекватную оценку эффективной дозы [15]. В то же время, проекционные системы позволяют получить изображение всего тела за одну экспозицию, и, как следствие, имеют возможность выбора более оптимальных условий съемки.

Заключение

Согласно СанПиН 2.6.1.3106-13, в качестве приемлемой оценки эффективной дозы облучения за одно сканирование необходимо использовать значение AMBIENTного эквивалента дозы, измеренного в месте расположения человека. При отсутствии детальной информации о параметрах реальных систем эта величина позволяет дать оценку для эффективной дозы облучения. В то же время, на основании полученных результатов можно сформулировать следующие выводы:

1. При дозиметрическом контроле установки целесообразно измерять однозначно интерпретируемые физические величины, в частности, керму в воздухе. Далее, величину эффективной дозы облучения можно рассчитывать на основании полученных коэффициентов пересчета в зависимости от проекции облучения и СПО. В нашем случае использование коэффициентов пересчета, равных

1,05 Зв/Гр в ПЗ проекции и 0,65 Зв/Гр в ЗП проекции, будет давать оценку сверху при всех возможных режимах работы установки.

2. При определении величины эффективной дозы по показаниям дозиметров, измеряющих AMBIENTный эквивалент дозы, необходимо учитывать отношение $H^*(10)/Kerma$, равное 1,62 Зв/Гр, и, таким образом, следует использовать коэффициенты пересчета 0,65 Зв/Зв и 0,4 Зв/Зв в ПЗ и ЗП проекциях соответственно.

3. Для более точного определения эффективной дозы облучения на установках рентгеновского досмотра необходимо учитывать более полный набор технических параметров систем. Так, необходимо заявлять не только максимальное напряжение на источнике излучения, но и СПО как меру примененной фильтрации фотонного излучения. Кроме того, измерение СПО позволяет вычислить эффективную энергию излучения в спектре и контролировать стабильность параметров системы.

4. Рекомендовать проводить досмотр в задне-передней проекции.

5. Необходима скорейшая разработка и принятие Российской версии стандарта ANSI/HPS №43.17-2009, регламентирующего методику дозиметрического контроля подобных систем.

Следует отметить, что в настоящее время применяется целый ряд досмотровых систем проекционного типа с существенно отличной геометрией облучения и большей неоднородностью формируемых дозовых полей, чем у установки «Сибскан». Поэтому для получения полной картины было бы целесообразно провести сравнительные измерения с антропоморфным фантомом на разных видах систем.

Работа подготовлена при поддержке программы президиума РАН №56 «Фундаментальные основы прорывных технологий в интересах национальной безопасности».

Литература

1. Бабичев Е.А., Бару С.Е., Леонов В.В., Поросев В.В., Савинов Г.А. Микродозовые рентгенографические системы Института ядерной физики СО РАН и области их оптимального применения // *Автоматрия*. 2015. Т. 51, № 1. С. 77-86.
2. E.A. Babichev et al., «System of radiographic control or an imaging system for personal radiographic inspection», *Nucl. Instrum. Meth.*, A525, pp. 332-335, 2004.
3. ICRP, 2007. The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 103. Ann. ICRP 37 (2-4).
4. ICRP, 2010. Conversion Coefficients for Radiological Protection Quantities for External Radiation Exposures. ICRP Publication 116, Ann. ICRP 40 (2-5).
5. S. Agostinelli et al. «GEANT4 – a simulation toolkit», *Nucl. Instrum. Meth.*, pp. 250-303, A506, 2003.
6. C.O. Thiam, V. Breton, D. Donnarieix, B. Habib, L. Maigne, «Validation of a dose deposited by low-energy photons using GATE/GEANT4», *Phys. Med. Biol.*, no. 53, pp. 3039–3055, 2008.
7. C.C. Guimaraes, M. Moralles, E. Okuno, «Performance of GEANT4 in dosimetry applications: Calculation of X-ray spectra and kerma-to-dose equivalent conversion coefficients», *Radiation Measurements*, no. 43, pp. 1525–1531, 2008.
8. Y.S. Yeom et al., «Implications of using a 50-mm-thick skin target layer in skin dose coefficient calculation for photons, protons, and helium ions», *Nuclear Engineering and Technology*, Vol. 49, Issue 7, pp. 1495-1504, 2017.
9. Васильев В.Н., Лебедев Л.А., Сидорин В.П., Ставицкий Р.В. Спектры излучения рентгеновских установок. Справочник. М.: Энергоатомиздат, 1990. 144 с.
10. W.S. Snyder, et al. MIRD Pamphlet no. 5. *Revised, Estimates of absorbed fractions for monoenergetic photon sources uniformly distributed in various organs of a heterogeneous phantom*. J. Nucl. Med. Suppl., no. 3, 1969, pp. 5-52.
11. M. Cristy, K.F. Eckerman, «Specific absorbed fractions of energy at various ages from internal photon sources», *ORNL/TM-8381/VI*, Apr. 1987.
12. M. Sanchez del Rio, R.J. Dejus, «Status of XOP: an X-ray optics software toolkit», *SPIE Proceedings*, ol. 5536, pp. 171-174, 2004.
13. Kramer R., Khoury H.J., Vieira J. W. Comparison between effective doses for voxel-based and stylized exposure models from photon and electron irradiation. *Phys. Med. Biol.* 50, 2005, pp.5105–5126.
14. Seltzer S.M. Recent Dosimetry Activities at the NIST. CCRI(I)/09-07, 2009. URL: [https://www.bipm.org/cc/CCRI\(I\)/Allowed/19/CCRI\(I\)09-07.pdf](https://www.bipm.org/cc/CCRI(I)/Allowed/19/CCRI(I)09-07.pdf) (дата обращения: 18.07.2019).
15. National Academies of Sciences, Engineering, and Medicine 2015. Airport Passenger Screening Using Backscatter X-Ray Machines: Compliance with Standards. Washington, DC: The National Academies Press. URL: <https://doi.org/10.17226/21710> (дата обращения: 18.07.2019).

Determination of the Effective Dose on X-ray Inspection Systems Based on Measurements of Air Kerma or Ambient Dose Equivalent

Baru Semen¹, Kravchenko Vladimir¹, Leonov Viktor¹, Papushev Pavel¹, Porosev Vyacheslav^{1,2}

¹ Budker Institute of Nuclear Physics of Siberian Branch Russian Academy of Sciences, Novosibirsk, Russia

² Novosibirsk State University, Novosibirsk, Russia

Abstract. The purpose of this work was to determine the transition coefficients from measured values in practice – air kerma or ambient dose equivalent to the effective dose of radiation on inspection systems using X-ray radiation, in particular, for the installation «Sibscan». This paper presents the results of Monte Carlo calculations using the GEANT4 simulation package and the MIRD and ICRP anthropomorphic phantoms. It was shown that when calculations are based on measurements of the kerma in the air, it is necessary to use the multiplier 1.05 (Sv/Gy) when a person is irradiated in anteroposterior projection and 0.65 (Sv/Gy) in posteroanterior projection. In calculations based on measurements of the ambient dose equivalent $H^*(10)$, it is necessary to take into account the conversion constant $H^*(10)/Kerma$, equal to 1.62 (Sv/Gy) and use the coefficients 0.65 (Sv/Sv) and 0.4 (Sv/Sv) in the specified projections respectively. For a more accurate determination of the effective dose, it is necessary to take into account a larger set of technical parameters of the system. Thus, it is necessary to declare not only the maximum voltage at the radiation source but also the thickness of the half-attenuation layer in aluminum as a measure of the applied photon radiation filtering. The obtained coefficients could be used in estimating the effective radiation doses on real installations.

Key words: dosimetry of X-ray radiation, human inspection systems.

С.Е.Бару (профессор, д.т.н., г.н.с.)¹, В.Е.Кравченко (стажер)¹, В.В.Леонов (вед.инж.)¹,

П.А.Панушев (м.н.с.)¹, В.В.Поросев (к.ф.-м.н., с.н.с.)^{1,2}

¹Институт ядерной физики им. Г.И. Будкера СО РАН, г. Новосибирск

²Новосибирский государственный университет, НГУ, г. Новосибирск

Контакты: тел. +7 (383) 329-40-21; e-mail: baru@inp.nsk.su; porosev@inp.nsk.su