

Экспериментальное определение дозовых коэффициентов перехода для внешнего облучения гамма-излучающими радионуклидами

К. Бернарссон

Группа медицинской физики, департамент естественных наук
Лундского университета, университетский госпиталь региона Сконе,
Мальмо, Швеция

В данной работе был использован фантом Алдерсон-РАНДО для экспериментального определения коэффициентов перехода для условий внешнего облучения. Были смоделированы следующие конфигурации облучения: ротационная геометрия облучения с использованием различных точечных источников (^{99m}Tc , ^{131}I + ^{133}Ba , ^{137}Cs , ^{60}Co); передне-задняя и задне-передняя геометрия облучения источником ^{137}Cs ; особая геометрия облучения источником ^{137}Cs , находящимся в кармане брюк. Все эксперименты проводились на открытом пространстве, чтобы уменьшить вклад рассеянного излучения. Данная работа является первым шагом на пути к определению коэффициентов перехода для более сложных условий облучения. Представленные в работе коэффициенты перехода могут быть использованы как сами по себе, так и в сравнении с расчетными коэффициентами, определёнными с помощью метода Монте-Карло для аналогичных условий облучения.

Ключевые слова: внешнее облучение, коэффициенты перехода, эффективная доза, геометрии облучения фантома

Введение

Международная комиссия по радиологической защите (МКРЗ) ввела эффективную дозу (E) для управления стохастическими эффектами, т.е. для внедрения принципов ограничения дозы и оптимизации в радиационной защите [18]. Эффективная доза определяется на основе эквивалентных доз в органах и тканях риска человеческого организма как сумма эквивалентных органных доз, умноженных на соответствующие взвешивающие коэффициенты [10]. Очевидно, что эффективную дозу невозможно измерить. Однако физические измеряемые величины могут быть соотнесены с эффективной дозой путем определения распределений доз от внешнего излучения внутри человеческого тела (фантома). Факторы, связывающие измеряемые величины с эффективной дозой, называются коэффициентами перехода (КП) [8, 11]. Для определения КП, относящихся к внешнему гамма-излучению, можно использовать расчетные методы и математические фантомы [15], или экспериментальные измерения, выполненные в реальных условиях с использованием антропоморфных фантомов [3]. Значения КП были опубликованы различными авторами [1, 17] и МКРЗ [8, 11]. Как было показано в [3], число попыток экспериментального определения коэффициентов перехода меньше, чем расчетных. Основным недостатком в проведении эксперимента, направленного на установление КП на основе измерений на загрязненной почве, является необходимость найти подходящее для проведения загрязненное место, как уже существующее (почва районов, пострадавших от аварии на ЧАЭС), так и загрязненное искусственно.

Цель исследования – определить коэффициенты перехода от измеряемых на практике величин к нормируемым величинам, связанным с риском. Для этого были проведены эксперименты с точечными источниками

гамма-излучения различных энергий для некоторых геометрий облучения. Все эксперименты проводились с помощью антропоморфного фантома (Алдерсон-РАНДО). Для выбранных условий облучения были установлены коэффициенты перехода, соотносящие эффективную дозу с измеряемыми величинами. В предыдущей работе была установлена карта расположения органов внутри фантома Алдерсон-Рандо.

Коэффициенты перехода

Коэффициенты перехода соотносят операционные или защитные величины с физическими величинами, характеризующими поле ионизирующего излучения [7, 12]. Наиболее распространенными как измеряемыми, так и рассчитываемыми физическими величинами являются керма в воздухе (K_a), поглощенная доза в ткани (D_T) и флюенс частиц (Φ) [8, 11].

Зная физическую величину, связанную с полем ионизирующего излучения для определенных условий облучения, можно оценить потенциальный риск для здоровья населения, находящегося в тех же условиях облучения. Более того, предотвращенный риск для населения, связанный с перемещением с загрязненной территории, также может быть оценен с помощью расчета риска с помощью КП. Существуют современные работы, в которых КП использовались для определения величин риска [16, 20].

КП могут быть определены как отношения той или иной защитной или операционной величины к физической величине [17]. КП, связывающий среднюю органную дозу с кермой в воздухе, определяется по формуле 1:

$$\text{КП} = \frac{\bar{H}_T}{K_a} \quad (1)$$

Для расчета эффективной дозы в первую очередь необходимо оценить поглощенную дозу в каждом органе риска в теле. Это требует информации о дозовых распределениях в человеческом теле для данных условий облучения. Так как дозовые распределения в теле человека зависят от геометрии облучения, для расчета коэффициентов перехода обычно используют набор идеальных геометрий облучения [14]. Наиболее часто используемые геометрии облучения схематично показаны на рисунке 1.

Кроме зависимости от геометрии облучения, значения КП будут зависеть также от энергии фотонов, падающих на тело. Зависимость КП от энергии фотонов может быть описана кривой, аналогичной представленной на рисунке 2

для легких. Из рисунка 2 очевидно, что коэффициенты перехода будут отличаться в зависимости от энергии фотонов и геометрии облучения. Для энергий выше 0,2 МэВ зависимость от геометрии облучения уменьшается, но ее все равно необходимо учитывать, чтобы не допустить недооценки поглощенной дозы.

Коэффициенты перехода, представленные в публикации МКРЗ 74, определены на основе расчетных методов, с использованием метода Монте-Карло. Необходимо учитывать данный факт при использовании значений КП из этой публикации в ситуации, отличной от идеальной геометрии облучения, использовавшейся при расчетах методом Монте-Карло.

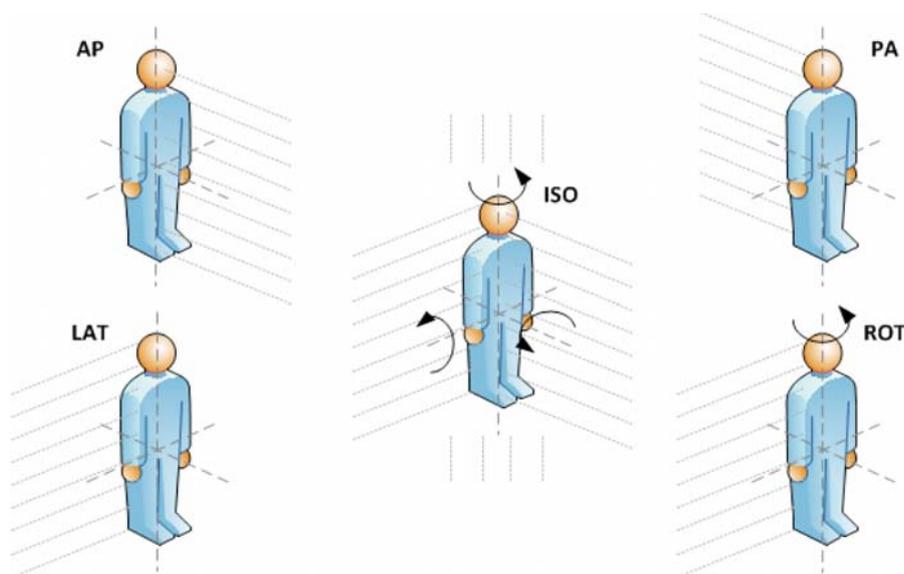


Рис. 1. Идеальные геометрии облучения фантома: задне-передняя геометрия облучения (PA), передне-задняя геометрия облучения (AP), изотропная геометрия облучения (ISO), боковая геометрия облучения (LAT), ротационная геометрия облучения (ROT)

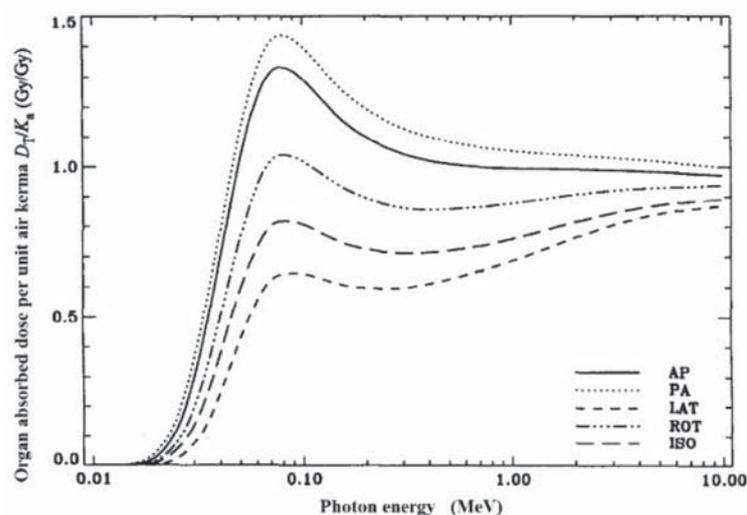


Рис. 2. Коэффициенты перехода от кермы в воздухе к поглощенной дозе в легких [8]

В настоящей работе были представлены следующие геометрии облучения: ротационная (для различных энергий), передне-задняя и задне-передняя (для одной энергии) и особая геометрия, при которой источник излучения находился в положении, имитирующем его нахождение в брючном кармане. На текущий момент количество экспериментально определённых КП весьма ограничено [3]. Таким образом, в данной работе приведены абсолютно новые данные по коэффициентам перехода.

Материалы и методы

Антропоморфный фантом Алдерсон-РАНДО

Мужской фантом Алдерсон-РАНДО был любезно предоставлен группе медицинской физики Лундского уни-

верситета (Мальмо, Швеция) Институтом радиационной гигиены (Санкт-Петербург, Россия) (рис. 3).

Мужская версия фантома Алдерсон-РАНДО состоит из человеческого скелета, залитого в ткане-эквивалентный пластик (плотность $0,985 \text{ г/см}^3$, эффективный атомный номер = 7,30), смоделированного в виде взрослого мужчины. Легкие выполнены из ткани-имитатора легкого, имеющего тот же эффективный атомный номер, что и ткане-эквивалентный пластик, но более низкую плотность ($0,32 \text{ г/см}^3$). Фантом разделен на 32 слоя с толщиной 2,5 см, за исключением области таза, где слои имеют толщину 9 см (см. рис. 4). В каждом из 36 слоев присутствует сетка отверстий для установки ТЛД, каждое отверстие диаметром 5 мм с промежутком в 3 см. Данная версия фантома соответствует мужчине ростом 175 см и весом 73,5 кг.

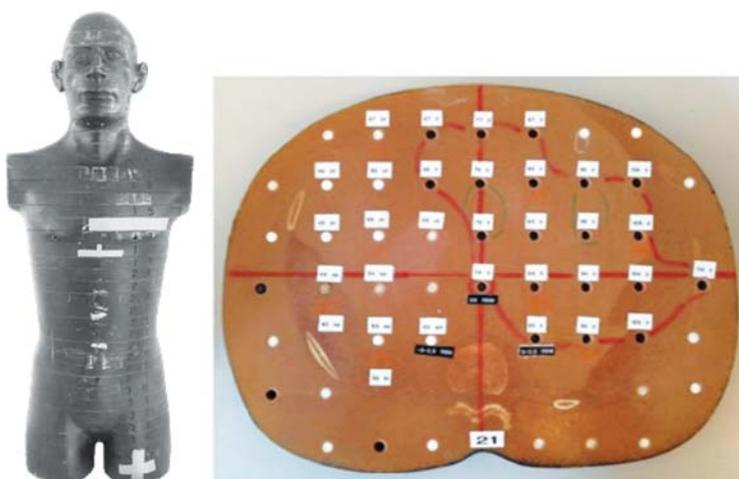


Рис. 3. Фантом Алдерсон-РАНДО (слева) и 21-й слой фантома, вид сверху (справа). На 21-м слое белыми ярлычками отмечены позиции ТЛ-дозиметров; красной линией отмечены контуры печени

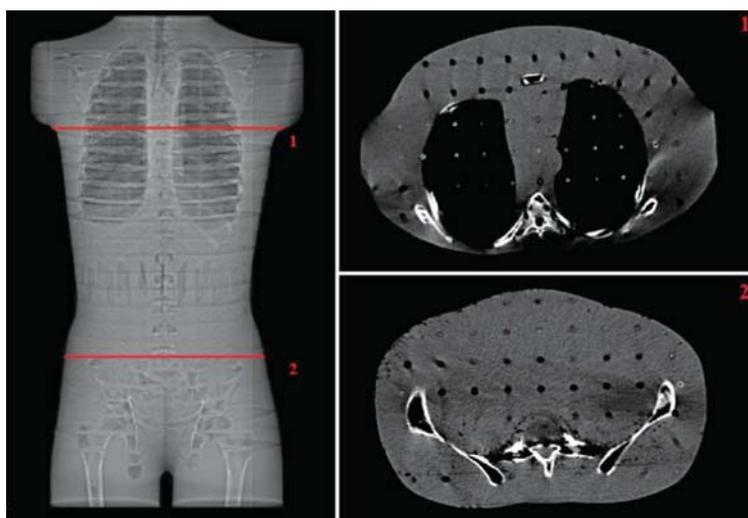


Рис. 4. Рентгеновский снимок фантома в сборе в передне-задней проекции (слева) с КТ-изображениями срезов 1 и 2 (отмечены красным). Срезы 1 и 2 соответствуют слою 15 (справа сверху) и слою 28 (справа внизу) соответственно. Снимки сделаны на компьютерном томографе

Определение органных и эффективной доз

Органные и эффективная дозы были определены согласно методике, предложенной [2]. Средняя поглощенная доза D_T в данном органе T рассчитывалась по формуле 2:

$$D_T = \sum_i f_{T,i} \cdot D_i \quad (2)$$

где $f_{T,i}$ – доля полной массы органа (массовая доля), расположенной в секции i фантома; D_i – средняя поглощенная доза в этой доле органа T . Так как каждый орган в фантоме РАНДО – гомогенный и эквивалентен мягкой ткани, массовая доля для данного органа соответствует объемной доле этого органа [2]. Данный факт можно использовать для определения массовой доли органов риска, значимых для профессионального или аварийного облучения [21].

Так как в данной работе рассматривались только гамма-излучающие радионуклиды, эквивалентная доза H_T численно равна поглощенной дозе ($w_R = 1$) [13]. Средняя эквивалентная доза для органа T определяется по формуле 3:

$$H_T = \sum_i f_{T,i} \cdot w_R \cdot D_i = \sum_i f_{T,i} \cdot H_i \quad (3)$$

Эффективная доза E рассчитывается путем умножения соответствующего взвешивающего коэффициента w_T [10] на эквивалентную дозу в органе T и суммирования всех доз в органах риска (формула 4)

$$E = \sum_T w_T \cdot H_T = \sum_T \sum_i f_{T,i} \cdot w_R \cdot D_i \quad (4)$$

Положение органов

Для того, чтобы использовать формулы 2–4, необходимо знать положение органов риска [9] в различных слоях фантома, равно как и их массовые доли. Существует несколько работ по данному вопросу. Huda и Sandison (1984) опубликовали работу с массовыми долями для кожи, скелета, красного костного мозга и так называемых остальных органов [4]. Однако они не предоставили точные позиции для органов, связанных с опубликованными массовыми долями. Позднее Голиков и Никитин (1989) опубликовали работу, содержащую массовые доли для набора органов в фантоме РАНДО [2]. В отличие от Huda и Sandison, они привели точные координаты для органов, для которых были определены массовые доли. Наиболее свежая работа по распределению органов и массовых долей в фантоме РАНДО была выполнена Scalzetti et al. (2008) [21]. В данной работе приводится методика по отбору и расчету средних органных доз. Однако точные координаты для красного костного мозга не были представлены. Более того, без доступа к полному плану отбора органов никто не может гарантировать, что все пользователи фантома РАНДО используют одну и ту же систему координат. Одной из задач параллельно выполненной работы было определить точные координаты для красного костного мозга и установить точную систему расположения органов в фантоме РАНДО. За исключением красного костного мозга, координаты и массовые доли органов были установлены путем совмещения данных, опубликованных [2] и [21].

Координаты красного костного мозга в фантоме РАНДО были определены с помощью экспертов-клиницистов; определение подходящих координат произво-

дилось путем использования кросс-секционных атласов, непосредственного осмотра реальных слоев фантома и их КТ-изображений. Массовые доли были определены путем использования данных из публикации МКРЗ 89. Доля красного костного мозга была определена через процент активного костного мозга в теле по данным [22]. Массовые доли были рассчитаны путем определения среднего арифметического между процентными долями, представленными для референтного человека в возрасте 25 и 40 лет, и сопоставления полученного значения с определенным числом точек в системе координат для красного костного мозга в каждом слое фантома. Итоговая схема расположения органов и соответствующих им координат была опубликована в работе [5].

Методика проведения эксперимента и геометрии облучения

Все эксперименты были проведены на гладкой ровной поверхности земли на полигоне Шведского спасательного агентства (SRSA) (Лоддешопинг, Швеция). Подготовка к проведению эксперимента проходила следующим образом: ТЛД отжигались при температуре 100°C в течение 10 мин за день до проведения эксперимента. Фантом заполнялся ТЛД. Два ТЛД были оставлены для поправки на фоновое излучение. Каждый ТЛД устанавливался в фантом по схеме, описанной выше. Для оптимального использования ТЛД схема была изменена следующим образом: использовалась только половина головного мозга; только одно легкое; только одна почка; исключена кожа; использовалось ограниченное количество ТЛД для красного костного мозга. После установки всех дозиметров фантом был разобран на четыре части, которые были упакованы в пластиковую пленку для более удобной транспортировки, установки фантома для облучения и разборки фантома после облучения (рис. 5). Дополнительные дозиметры устанавливались поверх пластиковой пленки (см. рис. 5). На левой стороне грудной клетки (рис. 5А) с помощью скотча был размещен стандартный персональный дозиметр с четырьмя ТЛ-кристаллами для определения индивидуальной дозы (мГр), Hp(10). В дополнение к ТЛД использовались два различных вида оптически стимулированных люминесцентных дозиметров (ОСЛД). Один из дозиметров для ОСЛД был изготовлен аналогично таковому для ТЛД; он содержал около 30 мг NaCl (рис. 5В). Второй ОСЛД дозиметр был выполнен по более современной технологии, более тонким входным окном и оптимальным размером для дозиметрии NaCl (рис. 5С). В дополнение к этому, упаковка обычной поваренной соли была закреплена на передней части бедра с помощью скотча (рис. 5D).

Подготовленный фантом доставлялся на машине на место эксперимента в Лоддешопинг, в центр ровного плоского участка земли площадью 50×50 м². Фоновая мощность амбиентного эквивалента дозы составляла 0,1 мкЗв/ч. Фантом был установлен на винтовом столе, позволявшем поднимать, опускать и вращать фантом (рис. 6).

Фантом был установлен в соответствии с полной длиной в 175 см. Вокруг стола флажками были отмечены углы вращения. После размещения фантома источник устанавливался на аналогичном столе. Источник был направлен в центр фантома на расстоянии в 80 или 100 см от центральной оси фантома для вращательной, передне-задней и задне-передней геометрий облучения соответственно (табл. 1).



Рис. 5. Расположение ТЛД- и ОСЛД-дозиметров на поверхности фантома: А – ТЛД-дозиметр для определения индивидуальной дозы; В – такой же ТЛД-дозиметр, как и А, но с поваренной солью; С – новая версия ОСЛД-дозиметра с солью; D – упаковка обычной поваренной соли. Фантом показан без пластиковой пленки



Рис. 6. Подготовленный фантом на месте эксперимента. Стол, на котором был установлен фантом, вращался, в то время как источник был зафиксирован в одном положении

Таблица 1
Активность радионуклидов и геометрия облучения для различных конфигураций облучения

№ облучения	Радионуклид(ы)	Активность, МБк	Геометрия
1	^{99m} Tc	8500	ROT
2	¹³¹ I	1300	ROT
	¹³³ Ba	350	
3	¹³⁷ Cs	1240	ROT*
4	¹³⁷ Cs	3500	ROT**
5	⁶⁰ Co	390	ROT
6	¹³⁷ Cs	3500	AP
7	¹³⁷ Cs	3500	PA
8	¹³⁷ Cs	1330	Карман

* – вращательная геометрия с четырьмя источниками ¹³⁷Cs, расположенными под углами 90° друг от друга. 4 поворота фантома на 90° (1 полный оборот);

** – вращательная геометрия с шестью источниками ¹³⁷Cs, расположенными в одном и том же положении. 24 поворота фантома на 90° (6 полных оборотов).

Были использованы различные радионуклиды для изучения зависимости КП от энергий. Три источника ¹³³Ba, ¹³⁷Cs, ⁶⁰Co были установлены в контейнерах. Точность определения их активности составляла ±20%. Источники ^{99m}Tc и ¹³¹I были заимствованы из больниц городов Мальмо и Лунда соответственно. Активность этих источников была определена в больницах. Для каждой конфигурации облучения была рассчитана керма в воздухе (mGy),

K_{air} , на расстоянии от источника, соответствующем центру фантома [19]. Пять различных облучений были проведены при вращательной геометрии для изучения эффекта энергетической зависимости КП, органичных и эффективной доз. Два из этих облучений были проведены с использованием цезиевых источников, но в различных условиях (см. табл. 1). Однако следует отметить, что текущая организация эксперимента для вращательной геометрии, включающая в себя поворот фантома в фиксированные положения и облучение его точечным источником, слегка отличается от идеальной вращательной геометрии. Также были выполнены эксперименты в передне-задней и задне-передней геометриях при таких же условиях облучения для определения различий в КП при облучении спереди или сзади. Также была смоделирована особая ситуация, при которой источник находился в кармане, так как подобные случаи имели место на практике [6].

Для того чтобы минимальная поглощенная доза на один ТЛД составила примерно 0,5 мГр за одно облучение, каждый эксперимент проводился в течение примерно 6 ч. Это обусловлено низкой активностью имеющихся источников (см. табл. 1). В процессе эксперимента поля облучения контролировались с помощью дозиметра SRV2000 (RADOS, Finland). Данный дозиметр измеряет мощность Ambient Equivalent Dose Rate (мЗв), $H^*(10)$. Он был использован для определения мощности дозы для сравнения результатов с данными ТЛ- и ОСЛ-дозиметрии. Дозиметр был настроен на усреднение дозы за 5 или 10 минут.

После облучения фантом был доставлен обратно в Мальмо, после чего показания всех дозиметров были

считаны в течение последующих двух дней. Однако из-за нехватки персонала и затрат времени на считывание работа с дозиметрами OSLD(NaCl) была приостановлена до того момента, пока все ТЛД (LiF) были обработаны. Для внесения поправок на изменения чувствительности дозиметра за интервал между калибровкой и измерением была проведена дополнительная калибровка после всех экспериментов в Лоддешопинге. ТЛД были облучены в дозе 0,27 мГр источником ^{60}Co .

Калибровка и считывание ТЛ-дозиметров (LiF: Mg, Cu, P)

В данной работе были использованы 296 ТЛ-кристаллов. Для этого были выбраны высокочувствительные дозиметры MCP-N (LiF: Mg, Cu, P) (TLD Poland, Poland) с размерами 3,2×3,2×0,9 мм³. Каждый кристалл был откалиброван индивидуально. Индивидуальный отклик каждого детектора на различные значения поглощенных доз был определен по следующей методике.

Было сформировано три партии ТЛ-детекторов примерно по 100 в каждой. В дальнейшем все они находились в одинаковых условиях до и после калибровки и считывания. Каждый детектор в группе был помещен на алюминиевую подложку (100 ячеек на подложке) и затем в печь для отжига. Детекторы были нагреты до 240° С в течение 10 мин, затем быстро охлаждены на алюминиевом блоке. После данного процесса считалось, что ТЛ-кристаллы не содержат никакого сигнала. После охлаждения до комнатной температуры каждая партия кристаллов была помещена в фантом из оргстекла и отправлена в калибровочную лабораторию. В данном фантоме ТЛ-кристаллы были облучены калибровочными дозами 0,27, 0,54 и 1,61 мГр пучком ^{60}Co (Gammatron 3, Siemens Healthcare, Германия). Облучение калибровочной дозой в 0,27 мГр было повторено для того, чтобы определить изменение чувствительности ТЛ-кристаллов в процессе калибровки. В дополнение к этому ТЛД получили дополнительную калибровочную дозу 0,27 мГр в конце эксперимента после выполнения всех облучений для определения изменения в чувствительности в процессе эксперимента.

После каждой калибровки проводился отжиг кристаллов при температуре 100° С в течение 10 мин для удаления вклада нестабильных сигналов. После отжига ТЛ-кристаллы были считаны с помощью установки TL/OSL-DA-15, (Technical University of Denmark, Risø, Denmark). Профиль нагрева время – температура для чтения сигнала представлял собой линейную кривую нагрева 5°С с⁻¹ в течение 48 с, за которой следовало 60-секундное плато при температуре в 240°С (согласно требованиям производителя).

Результаты и обсуждение

На основе трех калибровочных доз для каждого ТЛ-кристалла были выведены калибровочные значения (мГр·с⁻¹); средние величины которых были выбраны в качестве абсолютной калибровки с неопределенностью (1 СКО) < 10%. Калибровочные коэффициенты для двух ТЛ-партий (примерно 200 штук) составили в среднем 1,2·10⁻⁶ мГр·с⁻¹; для третьей партии – 7,5·10⁻⁶ мГр·с⁻¹. После всех измерений для определения калибровочных коэффициентов каждый ТЛ-кристалл снова был облучен калибровочной дозой. Было зафиксировано изменение чувствительности в размере 10–20%. Индивидуальные

факторы чувствительности затем были линейно ретроспективно применены к ТЛД таким образом, что считанные дозы первого эксперимента получили поправку на чувствительность, равную 1; к результатам самых последних считываний был применен фактор чувствительности в размере 10–20%.

После первых экспериментов с MCN-P детектором выяснилось, что рекомендованного производителем режима отжига (240°С в течение 10 мин) недостаточно для полной очистки ТЛД; присутствует остаточный сигнал в размере примерно 1%, который может значительно повлиять на результаты (например, при облучении в низкой дозе после облучения в высокой дозе). ТЛ-сигналы были уменьшены на 1% от сигнала после предыдущего облучения. Также применялась поправка на изменение чувствительности ТЛД с энергией. ТЛ-детекторы были откалиброваны с помощью гамма-излучения источника ^{60}Co ; детекторы MCN-P имеют энергетическую зависимость (<20%). Согласно информации от производителя, это соответствует относительному отклику от ^{60}Co на -5%, -10%, -15% для ^{137}Cs , ^{131}I , $^{99\text{m}}\text{Tc}$ соответственно.

Следует иметь в виду, что при подготовке эксперимента для ROT-геометрии уделялось большое внимание идентичным условиям его проведения. Однако наблюдались незначительные расхождения, особенно в расположении фантома относительно источника. Результаты различных конфигураций облучения фантома РАНДО приведены в таблице 2.

Амбиентный эквивалент дозы (мЗв) Н*(10) был измерен дозиметром SRV2000, индивидуальная доза (мГр) Нр(10) была измерена с помощью ТЛД (± 1 стандартная ошибка среднего), керма в воздухе (мГР) K_{air} была рассчитана в точке, соответствующей центру фантома на основе активности источников, и эффективная доза (мЗв), E_{eff} была рассчитана на основе [10].

Следует отметить, что облучение № 3 слегка отличается от других облучений с ROT-геометрией, так как четыре точечных источника были размещены вокруг фантома вместо одного, как при других ROT-геометриях (см. табл. 1). Однако амбиентный эквивалент дозы Н*(10) определен так, чтобы быть выше эффективной дозы, и в настоящем результате это завышение составляет в среднем 2,2 Зв/Гр, причем имеется тенденция большего завышения в области малой энергии фотонов, как и ожидалось. Следует учесть собственную неопределенность измерений дозиметра SRV2000, которая составляет 20%, с небольшими различиями в отклике в исследованном энергетическом диапазоне. Определенные в эксперименте эффективные дозы примерно на 60% ниже по сравнению с приведенными в [7], за исключением облучения источником, расположенным в кармане. Для этой геометрии облучения эффективная доза в 2,3 раза выше по сравнению с предыдущей публикацией [7]. Эти различия обусловлены более высокими взвешивающими коэффициентами для гонад в предыдущих публикациях и различным подходом к определению «остальных» органов.

В отличие от ROT-геометрий облучения радионуклидами с различными энергиями гамма-излучения, остальные три геометрии требуют более внимательного рассмотрения. Результаты облучения в передне-задней и задне-передней геометриях приведены на рисунке 7 в виде средних поглощенных органных доз.

Таблица 2

Коэффициенты перехода, основанные на измеренных и рассчитанных дозах для геометрий облучения из таблицы 1

Геометрия облучения	$H^*(10)$ [мЗв]	$H_p(10)$ [мЗв]	K_{air} [мГр]	E_{eff} [мЗв]	$E_{eff}/H^*(10)$ [Зв Зв ⁻¹]	$E_{eff}/HP(10)$ [ЗвГр ⁻¹]	E_{eff}/K_{air} [ЗвГр ⁻¹]
ROT(^{99m} Tc)	1,40	0,51±0,03	0,75	0,42	0,30	0,82	0,56
ROT(¹³¹ I, ¹³³ Ba)	0,74	0,49±0,03	0,81	0,38	0,51	0,78	0,47
ROT(¹³⁷ Cs)	1,20	0,72±0,05	0,95	0,67	0,56	0,93	0,71
ROT(¹³⁷ Cs)	2,08	1,16±0,08	2,69	0,97	0,47	0,84	0,36
ROT(⁶⁰ Co)	1,16	0,93±0,07	1,00	0,68	0,59	0,74	0,68
AP(¹³⁷ Cs)	1,74	1,47±0,11	1,72	0,83	0,48	0,56	0,48
PA(¹³⁷ Cs)	1,74	0,48±0,03	1,72	0,68	0,39	1,41	0,39
Pocket(¹³⁷ Cs)	–	0,27±0,02	2,18	3,27	–	–	1,50

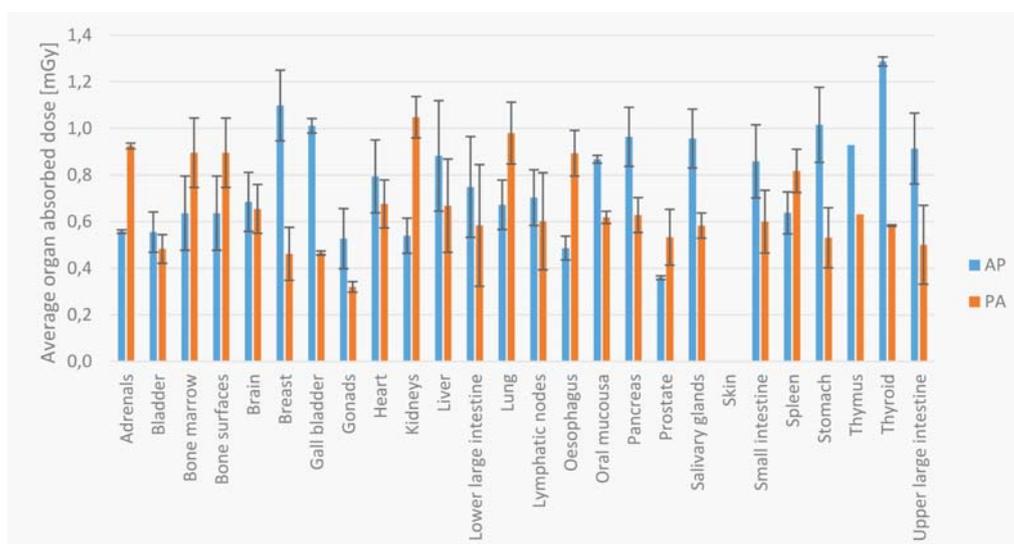


Рис. 7. Средние поглощенные органные дозы (мГр) с линиями неопределённости, соответствующих одному стандартному отклонению среднего для облучения в передне-задней и задне-передней проекциях точечным источником ¹³⁷Cs активностью 3,5 ГБк. Стандартные отклонения для титуса не были определены из-за недостаточного количества использованных дозиметров

Анализ данных, приведенных на рисунке 7, показывает, что расположенные спереди органы получают максимальные дозы при передне-задней геометрии облучения; расположенные сзади органы получают максимальные дозы при задне-передней геометрии облучения. Относительные различия в поглощенных органных дозах связаны с размером органа и тем, насколько этот орган близко расположен к центру тела. Следует отметить, что линии неопределённости отражают распределение доз в каждом органе (неопределенность индивидуально измеренных ТЛ-доз обычно составляла 2%). Рассчитанная эффективная доза составила 0,83 мЗв и 0,68 мЗв для передне-задней и задне-передней геометрий облучения соответственно. Разница преимущественно обуславливается по-

верхностными органами (молочная железа, гонады и щитовидная железа) и хорошо согласуется с угловой зависимостью эффективной дозы для фотонного излучения согласно публикациям МКРЗ (МКРЗ, 1996). При сравнении КП для передне-задней и задне-передней геометрий облучения наблюдается различие более чем в два раза для КП $H_p(10)$ в E_{eff} . Это обусловлено двумя причинами: больше органов находятся ближе к поверхности тела при облучении в передне-задней проекции и дозиметры находятся ближе к источнику и не защищены фантомом, в отличие от задне-передней геометрии облучения.

Отдельно стоит рассмотреть ситуацию, при которой источник расположен в кармане. Средние поглощенные органные дозы приведены на рисунке 8.

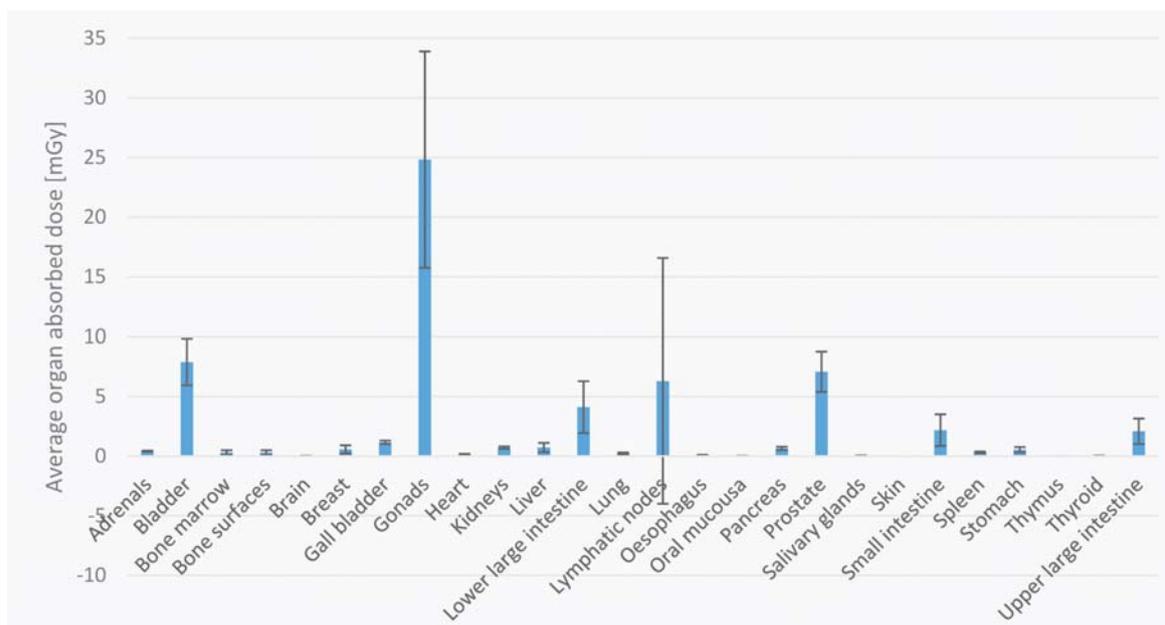


Рис. 8. Средние поглощенные органые дозы с линиями неопределённости, соответствующими одному стандартному отклонению среднего для конфигурации облучения с источником ^{137}Cs , расположенным в кармане. Стандартные отклонения для тимуса не были определены из-за недостаточного количества использованных дозиметров

Как и предполагалось, расположенные в нижней части фантома органы получили достаточно высокие дозы, в то время как дозы в органах, находящихся на уровне пупка и грудной клетки, значительно ниже (около 0,5 Гр). Высокая неопределенность для поглощенной дозы в лимфоузлах объясняется их неравномерным распределением по телу. Аналогично для гонад также наблюдается высокая неопределённость в поглощенной дозе. Такая конфигурация облучения может происходить в будущем и в реальных условиях, например, при попадании утерянного источника из партии металлолома в карман рабочего. Для этого были разработаны специальные коэффициенты перехода, которые можно использовать в подобных ситуациях для определения эффективной дозы. Таковой КП численно равен $2,5 \text{ мкЗв МБк}^{-1}$.

Заключение

В данной работе представлена первая попытка экспериментально определить коэффициенты перехода для различных простых условий облучения. Мы пришли к выводу, что точность всех факторов в организации эксперимента определяется доступными ресурсами. Основными источниками неопределенности в организации эксперимента являются активность источников, расположение фантома и источника относительно друг друга и использование соответствующих поправочных коэффициентов для ТЛ-дозиметров. Несмотря на то, что мы старались свести все неопределённости к минимуму, всегда остается неопределённость в 20% при определении активности источников. Полученные результаты указывают на наличие различий между рассмотренными конфигурациями облучения.

Благодарности

Данный проект был осуществлен на деньги Шведского агентства по радиационной безопасности (SSM). Авторы выражают отдельную благодарность В.Ю. Голикову за предоставленный фантом RANDO и Шведскому спасательному агентству (SRSA) (Лоддешопинг, Швеция) за предоставленную территорию для экспериментов.

Литература

- Eckerman, K. External Exposure to Radionuclides in Air, Water, and Soil / K. Eckerman, J. Ryman // Federal Guidance Report. – 1993. – № 12.
- Golikov, V. Estimation of the mean organ doses and the effective dose equivalent from Rando phantom measurements / V. Golikov, V. Nikitin // Health Physics. – 1989. – V. 56 (1). – P. 111–115.
- Golikov, V. Evaluation of conversion coefficients from measurable to risk quantities for external exposure over contaminated soil by use of physical human phantoms / V. Golikov, E. Wallström, T. Wöhni // Radiation and Environmental Biophysics. – 2007. – V. 46 (4). – P. 37–382.
- Huda, W. Estimation of mean organ doses in diagnostic radiology from Rando phantom measurements / W. Huda, G. Sandison // Health Physics. – 1984. – V. 47 (3). – P. 463–467.
- Hörnlund, M. Estimation of dose conversion factors – conversion factors from measureable to risk related quantities [MSc thesis] / M. Hörnlund. – Göteborg: Gothenburg University, 2013.
- IAEA, 2000. Radiological Accident, Yanango, Peru, 1999. International Atomic Energy Agency.
- ICRP, 1991. 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 60. Ann. ICRP 21 (1–3). P. 1–201.
- ICRP, 1996. Conversion Coefficients for use in Radiological Protection against External Radiation. ICRP Publication 74. Ann. ICRP 26 (3–4). P. 1–205.

9. ICRP, 2002. Basic Anatomical and Physiological Data for Use in Radiological Protection Reference Values. ICRP Publication 89. Ann. ICRP 32 (3–4). P. 1–278.
10. ICRP, 2007. The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 103. Ann. ICRP 37 (2–4). P. 1–332.
11. ICRP, 2010. Conversion Coefficients for Radiological Protection Quantities for External Radiation Exposures. ICRP Publication 116, Ann. ICRP 40 (2–5).
12. ICRU, 1993. Quantities and Units in Radiation Protection Dosimetry. Bethesda: ICRU Publications, Report 51.
13. ICRU, 1998. Conversion Coefficients for Use in Radiological Protection Against External Radiation. Bethesda: ICRU Publications, Report 57.
14. Isaksson, M. Environmental Dosimetry – Measurements and Calculations / M. Isaksson // Radioisotopes – Applications in Physical Sciences. – Rijeka: InTech, 2011. – P. 175–196.
15. Jacob, P. Effective dose equivalents for photon exposures from plane sources on the ground / P. Jacob, H. Paretzke, H. Rosenbaum // Radiation Protection Dosimetry. – 1986. – V. 14 (4). – P. 299–310.
16. Kamada, N. Radiation doses among residents living 37 km northwest of the Fukushima Dai-ichi Nuclear Power Plant / N. Kamada, O. Saito, S. Endo // Journal of Environmental Radioactivity. – 2012. – V. 110 (23–24). – P. 84–89.
17. Lee, J.S. Estimation of organ dose equivalents from residents of radiation-contaminated buildings with Rando phantom measurements / J.S. Lee, S.L. Dong, T.H. Wu // Applied Radiation and Isotopes. – 1999. – V. 50 (5). – P. 867–873.
18. Menzel, H-G. Effective dose: a radiation protection quantity / H-G. Menzel, J. Harrison // Annals of the ICRP. – 2012. – V. 41 (3–4). – P. 117–123.
19. Ninkovic, M.M. Air kerma rate constants for gamma emitters used most often in practice / M.M. Ninkovic, J.J. Raicevic, F. Adrovic // Radiation Protection Dosimetry. – V. 115 (1–4). – P. 247–250.
20. Priest, N.D. Radiation doses received by adult Japanese populations living outside Fukushima Prefecture during March 2011, following the Fukushima 1 nuclear power plant failures / N.D. Priest // Journal of Environmental Radioactivity. – 2012. – V. 114 (15). – P. 162–170.
21. Scalzetti, E. A method to obtain mean organ doses in a Rando phantom / E. Scalzetti, W. Huda, S. Bhatt // Health Physics. – 2008. – V. 95 (2). – P. 241–244.
22. Watchman, J. Derivation of site specific skeletal masses within the current ICRP age series / J. Watchman, D. Hasenauer, W. Bolch // Physics in Medicine and Biology. – 2007. – V. 52 (11). – P. 3133–3150.

К. Бернхардссон
e-mail: Christian.Bernhardsson@med.lu.se

Поступила: 07.11.2014 г.

Experimental determination of dose conversion coefficients for external radiation exposure with gamma emitting radionuclides

C. Bernhardsson

Medical Radiation Physics, Department of Clinical Sciences, Malmö, Lund University,
Skåne University Hospital, 205 02 Malmö, Sweden

In the present paper an Alderson RANDO phantom have been used to experimentally determine conversion coefficients for external exposure. A limited number of exposure situations were investigated: rotational-geometry with different radiation point sources (^{99m}Tc , ^{131}I + ^{133}Ba , ^{137}Cs , ^{60}Co), AP- and PA-geometry with ^{137}Cs and a special pocket-geometry with ^{137}Cs . All experiments were carried out on a large open field to avoid scattering effects from walls and roof. The established conversion coefficients are a first step to later determine more conversion coefficients for more complex exposure situations. The coefficients presented here may therefore be used directly or as a comparison to Monte Carlo simulated values of the same exposure situations.

key words

Introduction

The international Commission on radiological protection (ICRP) has introduced the effective dose (E) for the management of stochastic effects, i.e., in order to implement the principle of limitation and the principle of optimization in radiological protection (Menzel and Harrison, 2012). The effective dose is calculated from the equivalent dose to a set of risk organs and tissues in the human body. Summation of the equivalent organ doses, multiplied by tissue weighting factors, yields the effective dose (ICRP, 2007). Obviously, effective dose cannot be measured physically. However, by estimation of the dose distribution in the human body (due to external exposure), physical, measurable quantities can be related to the protection quantity. The factor relating the two quantities is called a conversion coefficient (CC) (ICRP,

1996; 2010). In order to determine CCs associated with external exposure to gamma radiation one can either use computational methods on mathematical phantoms (e.g. Jacob et al., 1996) or experimental in situ measurements with anthropomorphic phantoms (Golikov et al., 2007). Conversion coefficients have been published by several authors (e.g. Eckerman et al., 1993; Lee et al., 1998) as well as the ICRP (ICRP, 1996; 2010). As pointed out by Golikov et al. (2007), the number of experimental efforts to derive conversion coefficients is steadily exceeded by those based upon mathematical methods. One drawback in trying to perform an experiment where the goal is to derive CCs from measurements on contaminated soil is to find a proper location where experiments are allowed, either by the environment (e.g. heavily contaminated soil from e.g. the