

Минобрнауки России  
Санкт-Петербургский политехнический университет Петра Великого  
Институт физики, нанотехнологий и телекоммуникаций  
**Кафедра «Экспериментальная ядерная физика»**

Работа допущена к защите  
Заведующий кафедрой  
\_\_\_\_\_ Я.А. Бердников  
«\_\_\_» \_\_\_\_\_ 2015 г.

## **ВЫПУСКНАЯ РАБОТА БАКАЛАВРА**

### **ДОЗОВЫЕ ХАРАКТЕРИСТИКИ ПОЛЕЙ ГАММА-КВАНТОВ ПРИ ЭКСПЛУАТАЦИИ ВНУТРИПОЛОСТНЫХ АППАРАТОВ**

направление 03.03.02 – Физика

профиль подготовки «Физика атомного ядра и элементарных частиц»

Выполнила  
студентка гр. 43414/1

В.А. Барина

Научный руководитель  
к.ф.-м.н., доц.

В.А. Бакаев

Санкт-Петербург

2015

## РЕФЕРАТ

Работа содержит 25 с., 2 рис., 8 табл., 9 источников.

### ГАММА-ТЕРАПЕВТИЧЕСКИЕ АППАРАТЫ, ВНУТРИПОЛОСТНАЯ ТЕРАПИЯ, РАДИАЦИОННАЯ ЗАЩИТА МЕДИЦИНСКОГО ПЕРСОНАЛА, ДОЗОВЫЕ ХАРАКТЕРИСТИКИ ГАММА-ИЗЛУЧЕНИЯ

Объектом исследования являются закрытые точечные радионуклидные источники, применяемые во внутрисполостных гамма-терапевтических аппаратах.

Цель работы - расчет дозовых характеристик гамма-излучения источников  $^{60}\text{Co}$  и  $^{192}\text{Ir}$  при эксплуатации внутрисполостных аппаратов.

Проведен анализ методики внутрисполостного облучения с помощью гамма-терапевтических аппаратов. Описаны способы обеспечения радиационной защиты медицинского персонала, применяющего для лучевого лечения внутрисполостные аппараты. Проведены расчеты мощности эквивалентной дозы и годовой эффективной дозы гамма-излучения источников кобальт-60 и иридий-192 за защитой для типового кабинета лучевой терапии. Выполнена оценка радиационной безопасности различных категорий облучаемых лиц.

## СОДЕРЖАНИЕ

ВВЕДЕНИЕ.....	4
1 ВНУТРИПОЛОСТНЫЕ ГАММА-ТЕРАПЕВТИЧЕСКИЕ АППАРАТЫ.....	6
1.1 Конструкция внутрисполостных аппаратов .....	6
1.2 Закрытые радионуклидные источники гамма-излучения .....	8
2 МЕТОДИКА РАСЧЕТА.....	12
2.1 Дозовые характеристики поля гамма-излучения точечного изотропного радионуклидного источника.....	12
2.2 Расчет дозовых характеристик полей гамма-квантов за защитой.....	16
2.3 Определение радиационной обстановки при эксплуатации внутрисполостных аппаратов.....	17
3 РАСЧЕТ ДОЗОВЫХ ХАРАКТЕРИСТИК ПОЛЕЙ ГАММА- КВАНТОВ ДЛЯ ТИПОВОГО КАБИНЕТА ЛУЧЕВОЙ ТЕРАПИИ.....	20
ЗАКЛЮЧЕНИЕ.....	24
СПИСОК ИСПОЛЬЗУЕМЫХ ИСТОЧНИКОВ.....	25

## ВВЕДЕНИЕ

Лучевая терапия является одним из методов лечения онкологических и других заболеваний с помощью ионизирующих излучений. Важной методикой лучевого воздействия на раковые клетки для лечения опухолей внутренних органов является размещение радиоактивных источников гамма-излучения непосредственно в полость тела человека. Такое лечение называется внутрисполостной лучевой терапией, которая часто производится с помощью гамма-терапевтических аппаратов для контактного облучения. Все подобные аппараты заряжены закрытыми источниками гамма-излучения.

Для внутрисполостной терапии наиболее широко применяются радионуклиды:  $^{60}\text{Co}$  с периодом полураспада 5,261 года и  $^{192}\text{Ir}$  с периодом полураспада 73,83 дня. Эти гамма-источники вводятся через полые эндостаты, которые предварительно размещаются в теле больного. Эндостаты соединяются с хранилищем для радиоактивных источников гибкими шлангами. После установки эндостатов пациент остается в процедурном помещении один, и перемещение источников излучения из хранилища в эндостаты осуществляется дистанционно с пульта управления. В современных аппаратах используют один радиоактивный источник. Активность применяемых радионуклидов находится на уровне нескольких единиц Ки [1].

Персонал, работающий с медицинскими источниками ионизирующего излучения, ничем не отличается от персонала, работающего с другими техногенными источниками. На него распространяются те же нормы радиационной безопасности [2], а в кабинетах и отделениях, где проводится работа с радиоактивными источниками излучения, действуют те же основные санитарные правила [3]. Обеспечение радиационной безопасности персонала отделений лучевой терапии является одной из самых актуальных проблем радиационной медицины. С целью снижения уровня внешнего облучения гамма-квантами от радионуклидных источников необходимо использовать стационарные и передвижные средства

радиационной защиты, в том числе строительные конструкции, защитные экраны и контейнеры, сборные стенки из свинцовых блоков [4].

Для решения многих задач радиационной защиты необходимо знать дозовые характеристики поля гамма-излучения радионуклидов. Целью данной работы являлось определение расчетным путем мощности эквивалентной дозы и годовой эффективной дозы гамма-излучения источников  $^{60}\text{Co}$  и  $^{192}\text{Ir}$  при эксплуатации внутрисполостных аппаратов с учетом существующей защиты. При этом ставилась задача обеспечения радиационной безопасности медицинского персонала группы А и Б, работающего непосредственно в типовом помещении отделения радиационной терапии, а также населения, находящегося в соседних помещениях.

# 1 ВНУТРИПОЛОСТНЫЕ ГАММА-ТЕРАПЕВТИЧЕСКИЕ АППАРАТЫ

## 1.1 Конструкция внутрисполостных аппаратов

Аппараты для внутрисполостного облучения, которые кратко называют внутрисполостными, предназначены для формирования дозовых распределений и обеспечения высокой точности их воспроизведения при облучении полостных опухолей в условиях радиационной безопасности медицинского персонала. Принцип действия внутрисполостного аппарата [5] основан на двухэтапном технологическом процессе: предварительном размещении, ориентации и фиксации в полости тела больного полых эндостатов в условиях полной радиационной безопасности с последующим дистанционным введением в них источников излучения. После окончания процедуры облучения источники излучения автоматически возвращаются в положение хранения.

В состав внутрисполостного аппарата в общем случае входят хранилище с одним или несколькими источниками в радиационно-защитном кожухе, дистанционно управляемый транспортер для перемещения источников, комплект эндостатов, устройство для укладки больного, штатив для фиксации эндостата, система дистанционного управления и контроля, средства связи и наблюдения за больным в процессе облучения, а также вспомогательное оборудование, в том числе перезарядный контейнер. На рис. 1 представлен вид гамма-терапевтического аппарата для внутрисполостной терапии.

Конструкция внутрисполостного аппарата в значительной мере определяется реализуемым на нем режимом облучения. Имеются два направления в разработке внутрисполостных аппаратов. Разработки первого направления идут по пути создания аппаратов с источниками излучения такой же низкой активности, что и при одноэтапном введении аппликаторов с источниками. По существу эти аппараты лишь механизмируют процесс введения в полость и извлечения источников, в то время как продолжительность процедуры облучения, исчисляемая десятками часов или несколькими сутками, остается такой же, как и при аппликационном методе.

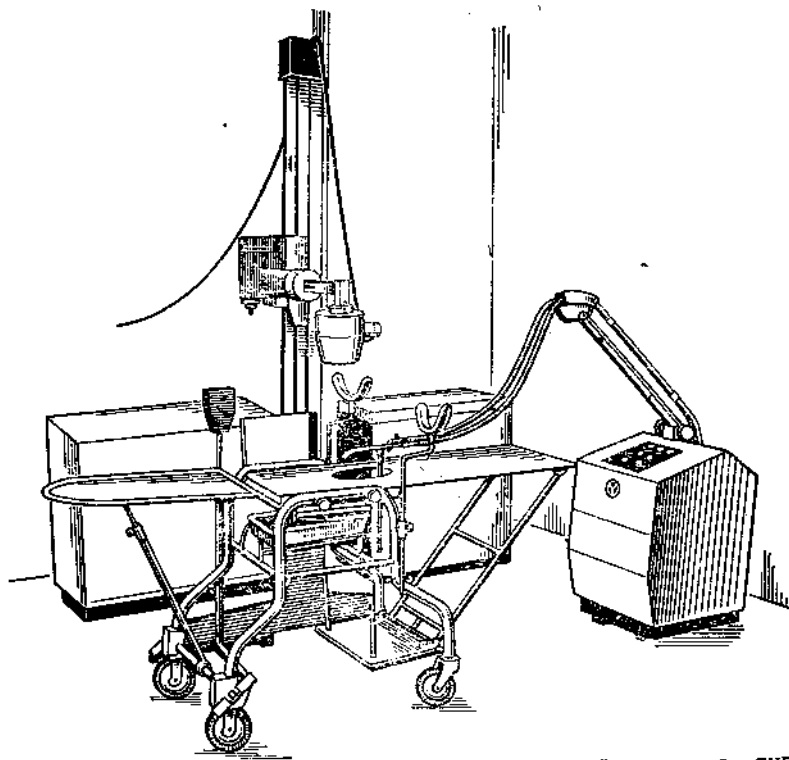


Рис. 1. Внутриполостной гамма-терапевтический аппарат типа АГАТ-В [6].

Второе направление разработок – это создание аппаратов с высокоактивными источниками излучения, обеспечивающими накопление необходимой разовой дозы за короткое время, исчисляемое минутами и десятками минут. Поэтому в первую очередь внутриполостные аппараты подразделяются на аппараты с источниками низкой активности для длительного непрерывного облучения, называемые также палатными, и аппараты с источниками высокой активности для кратковременного фракционированного облучения.

Во вторую очередь внутриполостные аппараты различают по способу формирования дозового распределения, которое осуществляют однопозиционным, многопозиционным или подвижным облучением. При этом источники излучения в процессе облучения соответственно неподвижны относительно больного, перемещаются скачкообразно из одной позиции в другую с одинаковыми шагами и продолжительностями остановок или движутся непрерывно с постоянной или переменной скоростью на заданной дистанции, однократно или многократно

повторяя это движение. При многопозиционном и подвижном облучении источники могут перемещаться одновременно во всех катетерах эндостата или только в одном из них, а в других оставаться неподвижными.

Примерами наиболее известных внутрисполостных гамма-терапевтических аппаратов являются: «Гаммамед» – многопозиционный аппарат международной корпорации «МДС Нордион» с источником  $^{192}\text{Ir}$  высокой активности для кратковременного фракционированного облучения, а также АГАТ-ВУ с источниками  $^{60}\text{Co}$ , широко распространенный в странах СНГ [1].

## **1.2 Закрытые радионуклидные источники гамма-излучения**

Главным функциональным элементом гамма-терапевтического аппарата является радионуклидный закрытый источник излучения, определяющий его основные характеристики. Источник излучения, предназначенный для гамма-терапии, должен удовлетворять определенным физическим, техническим и экономическим требованиям, относящимся, в первую очередь, к спектральному составу излучения, радиационному выходу источника, размерам его активной части, габаритам источника, периоду полураспада радионуклида, надежности конструкции [5].

Радиационным выходом источника излучения определяется продолжительность облучения. Диапазон продолжительности контактного облучения в настоящее время довольно большой – от десятков минут до нескольких суток, но намечена тенденция к понижению верхнего предела и сближению его с нижним.

От размеров активной части источника излучения зависят: в дистанционном аппарате – градиент дозы на границах поля облучения и, как следствие этого, интегральная поглощенная доза в облучаемой части тела больного; во



внутриполостном аппарате – диаметр катетеров эндостата и дозовое распределение в непосредственной близости от их поверхности.

Размеры активной части и толщина стенок капсулы определяют габаритные размеры источника. Размеры его капсулы, с одной стороны, не должны быть слишком малы, так как необходимо обеспечить его высокую надежность в реальных условиях транспортирования и эксплуатации, а с другой – слишком большими, так как от этого зависят размеры гнезда или канала в защитном кожухе, существенно влияющие на его массу.

Период полураспада радионуклида и стоимость источника влияют на продолжительность его использования и на затраты, связанные с проведением сеанса облучения. Чем больше период полураспада, тем меньше затраты на перезарядку.

К энергии гамма-излучения радионуклидного источника предъявляют взаимно противоположные требования. С одной стороны, она должна быть достаточно высокой, чтобы обеспечить практически одинаковое ослабление излучения в различных тканях гетерогенной биологической среды и упрощение дозиметрических расчетов, с другой – достаточно низкой, чтобы облегчить экранирование жизненно важных участков тела больного, создание компактных, с минимальным расходом тяжелых металлов радиационно-защитных кожухов, строительство терапевтических кабинетов при меньших затратах материалов и денежных средств.

Радионуклиды имеют дискретный спектр гамма-излучения, у некоторых из них, применяемых в гамма-терапии, он близок к моноэнергетическому спектру. Однако вследствие наличия радиоактивных примесей, рассеянного излучения, а также тормозного излучения, вызванного бета-излучением, фактический спектр несколько отличается от спектра излучения радионуклида.

В настоящее время наиболее распространенным в гамма-терапии источником излучения является радионуклид  $^{60}\text{Co}$ . В дистанционной гамма-терапии он является основным, в контактной – используется наряду с  $^{192}\text{Ir}$ .

Высокая энергия гамма-излучения  $^{60}\text{Co}$  требует тяжелой радиационной защиты и делает малоэффективным локальное экранирование при внутрисполостном облучении. В то же время высокая удельная активность  $^{60}\text{Co}$  позволяет создавать мощные источники сравнительно небольших размеров, обеспечивающие достаточно быстрый спад мощности экспозиционной дозы на границах пучка излучения и тем самым снижение лучевой нагрузки смежных с мишенью нормальных тканей. При энергии гамма-излучения  $^{60}\text{Co}$ , в среднем составляющей 1,25 МэВ, поглощенные дозы в костной, мышечной и жировой тканях выравниваются и вредные эффекты экранирования и переоблучения резко снижаются. В результате к мишени можно подводить необходимые высокие дозы излучения при допустимых дозах излучения в нормальных тканях. При этом существенно упрощаются дозиметрические расчеты. Немаловажным является также то, что период полураспада  $^{60}\text{Co}$ , составляющий 5,26 года, обеспечивает длительный срок его использования до очередной перезарядки аппарата. Широкому внедрению  $^{60}\text{Co}$  в практику дистанционной и контактной гамма-терапии способствовали также его доступность и сравнительно невысокая стоимость. Источники  $^{60}\text{Co}$  изготавливают активацией в ядерном реакторе природного металлического кобальта ( $^{59}\text{Co}$ ).

В современных контактных аппаратах в качестве источника излучения все большее применение находит  $^{192}\text{Ir}$ , несмотря на сравнительно небольшой период полураспада (74,02 сут), требующий частой перезарядки аппарата (3 – 4 раз в год). При хорошей организации технического обслуживания этот недостаток, как свидетельствует опыт, не является решающим. Определяющими преимуществами  $^{192}\text{Ir}$  при его использовании для внутрисполостного и внутритканевого облучения являются относительно низкая средняя энергия его гамма-излучения (0,38 МэВ), которая, несмотря на наличие в его спектре более жестких линий, дает возможность эффективно использовать теньевые экраны для локальной радиационной защиты

жизненно важных участков тела, резко снизить массу защитного кожуха хранилища и расход материалов при строительстве процедурных помещений и защитных палат.

$^{192}\text{Ir}$  получают активацией в ядерном реакторе изотопа  $^{191}\text{Ir}$ . Из-за весьма большого сечения активации (оно в 35 раз больше, чем у  $^{59}\text{Co}$ ) за короткое время облучения можно получить относительно дешевые, с очень высокой удельной активностью, миниатюрные (практически точечные) источники гамма-излучения. Точечный изотропный источник значительно упрощает расчеты дозовых распределений.

## 2. МЕТОДИКА РАСЧЕТА

### 2.1 Дозовые характеристики поля гамма-излучения радионуклидов

Для решения многих задач необходимо знать дозовые характеристики поля гамма-излучения радионуклидов.

Основной физической величиной, принятой в дозиметрии для количественной оценки действия любого вида ионизирующего излучения на различные объекты, является поглощенная доза —  $D$ , или просто доза излучения [7]. Дозой излучения называют отношение средней энергии  $dE$  ионизирующего излучения, поглощённой в элементарном объеме вещества, к массе  $dm$  вещества в этом объёме:

$$D = dE/dm \quad (1)$$

В СИ для поглощенной дозы используется единица — 1 Гр (Грей) = 1 Дж/кг, внесистемная единица — 1 рад = 0,01 Гр; (1 Гр = 100 рад).

Доза излучения зависит от времени облучения объекта. С течением времени доза накапливается. Приращение дозы в единицу времени называется мощностью дозы :

$$\dot{D} = dD/dt \quad (2)$$

В общем случае эта величина является функцией времени  $\dot{D} = \dot{D}(t)$ . Зная мощность дозы легко определить дозу за данный промежуток времени.

Помимо поглощенной дозы, в дозиметрии рассматривают также величину энергии, переданную заряженным частицам, в рассматриваемом объеме. Эта величина называется керма —  $K$  (от английского KERMA — Kinetic Energy Released in Material). Для фотонного ионизирующего излучения керма определяется как отношение суммы начальных кинетических энергий всех заряженных частиц  $dE_k$ , освобожденных фотонным излучением в некотором объёме, к массе вещества в этом объёме:

$$K = dE_k/dm \quad (3)$$

Мощность кермы определяется по формуле:

$$\dot{K} = dK/dt \quad (4)$$

Произведение средней поглощённой дозы  $D_{TR}$  данного вида излучения  $R$  в органе или ткани  $T$  на его взвешивающий коэффициент  $w_R$  называется эквивалентной дозой

$$H_{TR} = w_R D_{TR} \quad (5)$$

Для смешанного излучения эквивалентную дозу определяют как сумму произведений значений поглощённой дозы  $D_{TR}$  отдельных видов излучений на соответствующие значения взвешивающих коэффициентов  $w_R$  этих излучений:

$$H_T = \sum_R w_R D_{TR} \quad (6)$$

Мерой риска возникновения отдаленных эффектов облучения всего тела человека и отдельных его органов и тканей с учетом их радиочувствительности является эффективная доза ( $E$ ). Она представляет сумму произведений эквивалентной дозы  $H_T$  в органах и тканях на соответствующие взвешивающие коэффициенты для органа и ткани

$$E = \sum_T w_T H_T \quad (7)$$

В случае равномерного облучения тела человека гамма-излучением предполагается, что эффективная доза равна эквивалентной для любого органа и ткани.

Дозовые характеристики поля гамма-излучения радионуклидов, рассчитанные для точечного изотропно излучающего источника при стандартных условиях ( $A=1\text{Бк}$  и расстояния от источника до детектора  $r=1\text{м}$ ), называют гамма-постоянными. Гамма-постоянные широко применяют при решении задач радиационной физики, дозиметрии и защиты от излучений.

Различают полные и дифференциальные гамма-постоянные. Гамма-постоянная, рассчитанная для определенной  $i$ -й моноэнергетической линии спектра гамма-излучения радионуклида для дозиметрической величины  $G$ , называется дифференциальной и обозначается  $\Gamma_{Gi}$ . Сумма всех  $\Gamma_{Gi}$  равна полной гамма-постоянной  $\Gamma_G$ .

Гамма-постоянная радионуклида по мощности дозиметрической величины  $\dot{G}$  является отношением мощности дозиметрической величины  $\dot{G}$ , создаваемой фотонами расположенного в вакууме точечного изотропно излучающего источника данного радионуклида на расстоянии  $r$  от источника, умноженной на квадрат этого расстояния, к активности  $A$  источника [8]:

$$\Gamma_G = \dot{G}r^2/A \quad (8)$$

По физическому смыслу  $\Gamma_G$  - мощность дозиметрической величины  $\dot{G}$  для источника активностью 1 Бк на расстоянии 1 м в вакууме.

Широкое использование нашла гамма-постоянная по мощности воздушной кермы  $\Gamma_K$ , которая в соответствии с (8) определяется как:

$$\Gamma_K = \dot{K}r^2/A \quad (9)$$

Эту величину принято называть *керма-постоянной*. Выражается керма-постоянная в  $\text{аГр} \cdot \text{м}^2/(\text{с} \cdot \text{Бк})$ . При определенных условиях можно считать поглощенную дозу в воздухе равной воздушной керме. Керма-постоянной радионуклида называется мощность воздушной кермы (поглощенной дозы в воздухе), создаваемая гамма-излучением точечного изотропного радионуклидного источника активностью 1 Бк на расстоянии 1 м от него без начальной фильтрации излучения.

Для точечного нуклида активностью  $A = 1$  Бк, изотропно излучающего фотоны  $m$  различных энергетических групп с энергией  $i$ -й группы  $E_{oi}$ , МэВ, и квантовым выходом  $n_i$ , фотон/распад, полную керма-постоянную рассчитывают по формуле, принимая  $r = 1$  см [7]:

$$\Gamma_K = \frac{\sum_{i=1}^m E_{0_i} n_i \bar{\mu}_{\text{пог}_i} \cdot 1,602 \cdot 10^{-13} \cdot 10^{18}}{4\pi \cdot 1} = 12750 \sum_{i=1}^m E_{0_i} n_i \bar{\mu}_{\text{пог}_i} = \sum_{i=1}^m \Gamma_{K_i} \quad (10)$$

Где  $\bar{\mu}_{\text{пог}_i}$  - массовый коэффициент поглощения энергии фотонов  $i$ -й энергетической группы в воздухе,  $\text{м}^2/\text{кг}$ ;  $1,602 \cdot 10^{-13}$  - коэффициент перевода энергии 1 МэВ в энергию, выраженную в джоулях, Дж/МэВ;  $E_{0_i}$ ,  $n_i$  выражены в МэВ, фотон/распад, соответственно;  $\Gamma_{K_i}^*$  - нормализованная дифференциальная керма-постоянная;  $\Gamma_{K_i}$  - дифференциальная керма-постоянная;  $10^{18}$  - коэффициент пересчета 1 Гр в аттогрэи.

Из (9) можно получить:

$$\dot{K} = \Gamma_K A / r^2 \quad (11)$$

При переходе от мощности воздушной кермы  $\dot{K}$  (аГр/с), к мощности эквивалентной дозы  $\dot{H}_T$  (аЗв/с) для гамма-излучения можно использовать соотношение

$$\dot{H}_T = 1,09 \cdot \dot{K} = 1,09 \Gamma_K A / r^2 \quad (12)$$

При определении этой формулы взвешивающий коэффициент для гамма-излучения принят равным единице и учитываются низкие уровни облучения. Эта формула применима для мягкой биологической ткани ( $\rho = 1 \text{ г}/\text{см}^3$ ) и для энергии фотонов  $0,08 \div 10$  МэВ.

Исходными для расчета гамма-постоянных и керма-постоянных являются данные об энергетическом спектре нуклида (значения  $E_0$ ,  $n_i$  для фотонов всех энергий), задаваемые обычно в виде схем распада. При расчетах этих постоянных учитывается КХ- и аннигиляционное (два фотона с энергией 0,511 МэВ на один позитрон) излучение, не учитывается вклад в дозовые характеристики от тормозного излучения и корпускулярных частиц. В приводимых в работе значениях  $\Gamma_K$  не учтены фотоны с энергией до 30 кэВ, как не имеющие практического значения вследствие сильного самопоглощения.

## 2.2 Расчет дозовых характеристик полей гамма-квантов за защитой.

Рассмотрим способ расчета полей фотонного излучения точечных источников за защитой.

Если точечный моноэнергетический источник гамма-излучения расположен за экраном конечной толщины  $x$  на расстоянии  $r$  от точки детектирования, тогда мощность эквивалентной дозы в этой точке, с учетом (12):

$$\dot{H}_T = 1,09\Gamma_K A \cdot \exp(-\mu x)/r^2 \quad (13)$$

где  $\mu$  - линейный коэффициент ослабления фотонов данной энергии ( $\text{см}^{-1}$ ).

Рассеянное в среде первичное и вторичные излучения можем учесть, введя в виде сомножителя фактор накопления  $B(\mu x)$ . Факторы накопления, рассчитанные по керме в некоторой среде, могут использоваться как накопления поглощенной дозы в этой среде, если также можно пренебречь тормозным излучением и имеет место электронное равновесие.

Для интерполяции данных о факторах накопления точечных изотропных источников в бесконечной геометрии и выполнения различных вычислений с использованием факторов накопления точечных изотропных источников предложены различные аппроксимации факторов накопления, например, формула Бергера:

$$B_\infty(\mu x) = 1 + a\mu x \cdot \exp(b\mu x) \quad (14)$$

где  $a, b$  - коэффициенты Бергера [8].

Рассчитать факторы накопления в барьерной геометрии можно исходя из поправки на барьерность в виде:

$$\delta(E_0, Z) = \frac{B_{\text{бар}}(E_0, \mu x, Z)}{B_\infty(E_0, \mu x, Z)} \quad (15)$$

В таком виде она практически не зависит от толщины среды  $\mu d$ .



Следует отметить, что для равномерного облучения тела человека гамма-квантами мощность эквивалентной дозы для мягкой (мышечной) ткани может быть принята равной мощности эффективной дозы ( $\dot{H}_T = \dot{E}$ ). Если необходимо оценить годовую эффективную дозу облучения определенной категории лиц в течение года ( $E_T$ ), то мощность эффективной дозы  $\dot{E}$  (мкЗ/ч) умножается на установленное для этой категории количество часов [3].

### **2.3 Определение радиационной обстановки при эксплуатации внутрисполостных аппаратов**

Определение радиационной обстановки в комнате управления и в смежных с процедурной помещениях производят при нахождении полного комплекта источников в эндостате. Если внутрисполостной аппарат передвижной, то его следует располагать в процедурном помещении в практически возможном наиболее неблагоприятном для проверяемого помещения месте.

Защита от неиспользуемого излучения в гамма-терапевтических аппаратах осуществляется средствами экранирования, дистанционированием и сокращением времени действия этого излучения на медицинский персонал и больного.

Требования радиационной безопасности, предъявляемые к гамма-терапевтическим аппаратам, чтобы свести до минимума вероятность случайного облучения больного, обслуживающего персонала и окружающих, регламентируют следующие документы: нормы радиационной безопасности НРБ-99/2009 и основные санитарные правила ОСПОРБ-99/2010.

Основной пульт управления должен размещаться в комнате управления, отделенной от процедурного помещения радиационно-защитной стеной. Входная дверь в процедурное помещение, где находится аппарат, должна блокироваться с механизмом перекрытия пучка излучения так, чтобы исключить возможность случайного облучения персонала. Должно быть предусмотрено устройство для

дистанционного восстановления положения хранения в случае незапланированного отключения энергопитания или в случае возникновения любой другой аварийной ситуации. Процедурное помещение должно быть оборудовано системой блокировок и сигнализации о положении затвора или источника и о превышении заданной мощности экспозиционной дозы в этом помещении.

На рис.2 схематически показана типовая планировка помещений кабинета лучевой терапии.

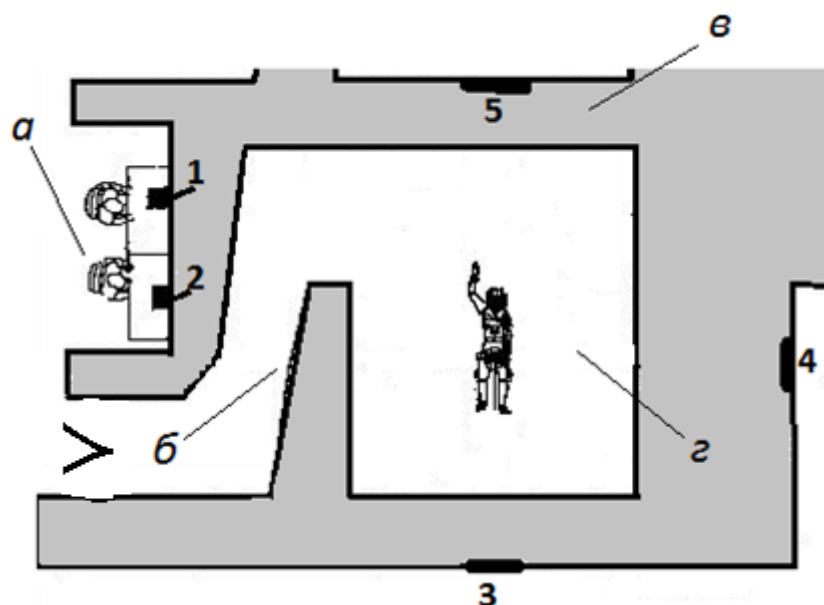


Рис. 2. Типовая схема планировки кабинета внутрисполостной гамма-терапии. а – комната управления; б – лабиринт; в – защитные стены; г – процедурная с пациентом.

Основными помещениями кабинета являются процедурная и комната управления. Вблизи от них должны располагаться кабинет врача, помещения для ожидающих больных, для работ по топометрии и клинической дозиметрии, комнаты для осмотра и подготовки больных к процедурам облучения. В процедурном помещении находится пациент, которому с терапевтической целью вводится в полость тела источник  $^{60}\text{Co}$  активностью 1 Ки или источник  $^{192}\text{Ir}$  активностью 15 Ки. Цифрами обозначены точки, для которых был проведен расчет дозовых характеристик. Закрытый радионуклидный источник вводится либо в полости головы, либо в полости нижней части туловища. Рассматривались практически

возможные наиболее неблагоприятные для проверяемого помещения расстояния до источника.

При расчетах следует исходить из соображений, что в комнате управления (точки 1, 2), а также в соседнем процедурном помещении (точка 5) может находиться только персонал групп А и Б, тогда как в точках 3,4 дозовые характеристики должны соответствовать установленным нормам для населения.

### 3 РАСЧЕТ ДОЗОВЫХ ХАРАКТЕРИСТИК ПОЛЕЙ ГАММА-КВАНТОВ ДЛЯ ТИПОВОГО КАБИНЕТА ЛУЧЕВОЙ ТЕРАПИИ

Источник  $^{60}\text{Co}$ , активностью 1Ки, имеет период полураспада 5,261 года. Гамма-кванты источника имеют близкие энергии (1,17 и 1,33 МэВ) и примерно одинаковый квантовый выход на распад. Это позволило при вычислениях использовать среднюю энергию гамма-квантов 1,25 МэВ.

**Таблица 1.** Характеристики радионуклида  $^{60}\text{Co}$  [8].

$E_{0i}$ , МэВ	Квантовый выход на распад $n_i$ , фотон/расп
1,332	$1,00 \cdot 10^0$
1,173	$9,99 \cdot 10^{-1}$

Источник  $^{192}\text{Ir}$ , активностью 15Ки, имеет сложный спектр гамма-излучения (14 энергетических линий) с более низкой средней энергией 0,38 МэВ [9]. В расчетах дозовых характеристик с учетом близости энергий эти гамма-кванты были разбиты на 4 группы со средними энергиями 0,885, 0,603, 0,467 и 0,308 МэВ.

**Таблица 2.** Характеристики радионуклида  $^{192}\text{Ir}$  [8].

$\bar{E}_{0i}$ , МэВ	$E_{0i}$ , МэВ	Квантовый выход на распад $n_i$ , фотон/расп
0,885	0,8845	$3,02 \cdot 10^{-3}$
0,603	0,6125	$5,33 \cdot 10^{-2}$
	0,6044	$8,18 \cdot 10^{-2}$
	0,5886	$4,52 \cdot 10^{-2}$
0,467	0,4891	$3,97 \cdot 10^{-3}$
	0,4846	$3,16 \cdot 10^{-2}$
	0,4681	$4,78 \cdot 10^{-1}$
	0,4165	$6,62 \cdot 10^{-3}$
	0,3745	$7,29 \cdot 10^{-3}$
0,308	0,3165	$8,28 \cdot 10^{-1}$
	0,3084	$2,97 \cdot 10^{-1}$
	0,2960	$2,90 \cdot 10^{-1}$
	0,2058	$3,29 \cdot 10^{-2}$
	0,2013	$4,66 \cdot 10^{-3}$

Для каждой группы отдельно проводились вычисления, результаты которых суммировались.

Результаты расчета мощности эквивалентной дозы в рассматриваемых точках типового помещения для источника  $^{60}\text{Co}$ , на расстоянии  $r$  с толщиной защиты  $x$  и без нее приведены в таблице 3. Видно, что дозовые характеристики гамма-излучения за защитой (стены из бетона) соответствуют безопасному уровню облучения для персонала группы А и Б, так как они значительно ниже допустимых дозовых пределов [2][3]. Проектная мощность эквивалентной дозы в помещениях постоянного пребывания персонала группы А составляет 6,0 мкЗв/ч, временного – 12,0 мкЗв/ч, для группы Б – 1,2 мкЗв/ч.

**Таблица 3.** Мощность эквивалентной дозы для источника  $^{60}\text{Co}$ .

№	г, см	$\dot{H}_T$ , мкЗв/ч при $x=0$	х, см	$\dot{H}_T$ , мкЗв/ч
1	476	$5,42 \cdot 10^2$	94	$4,92 \cdot 10^{-2}$
2	456	$5,91 \cdot 10^2$	141	$1,95 \cdot 10^{-4}$
3	296	$1,40 \cdot 10^3$	101	$5,57 \cdot 10^{-2}$
4	429	$6,67 \cdot 10^2$	221	$1,09 \cdot 10^{-8}$
5	302	$1,35 \cdot 10^3$	94	$1,22 \cdot 10^{-1}$

Для оценки радиационной безопасности различных категорий облучаемых лиц в табл.4 приведены оценки годовой эффективной дозы. Согласно НРБ-99/2009 предел эффективной дозы для персонала группы А составляет 20 мЗв в год в среднем, для персонала группы Б это значение должно быть в 4 раза меньше.

**Таблица 4.** Годовая эффективная доза  $E_T$  (мЗв) от источника  $^{60}\text{Co}$ .

№	группа А (постоянное пребывание)	группа А (временное пребывание)	группа Б	Население
1	$8,37 \cdot 10^{-2}$	$4,19 \cdot 10^{-2}$	$9,85 \cdot 10^{-2}$	-
2	$3,32 \cdot 10^{-4}$	$1,66 \cdot 10^{-4}$	$3,91 \cdot 10^{-4}$	-
3	$9,48 \cdot 10^{-2}$	$4,74 \cdot 10^{-2}$	$1,12 \cdot 10^{-1}$	$4,91 \cdot 10^{-1}$
4	$1,85 \cdot 10^{-8}$	$9,23 \cdot 10^{-9}$	$2,17 \cdot 10^{-8}$	$9,56 \cdot 10^{-8}$
5	$2,08 \cdot 10^{-1}$	$1,04 \cdot 10^{-1}$	$2,45 \cdot 10^{-1}$	-

Аналогичные результаты для источника  $^{192}\text{Ir}$  приведены в таблицах 5, 6. Можно заметить, что дозовые характеристики для всех контрольных точек в случае источника  $^{60}\text{Co}$  имеют существенно большие значения, чем для источника  $^{192}\text{Ir}$ , хотя последний имеет более высокую активность. Превышений установленных пределов доз нет для всех категорий облучаемых лиц.

**Таблица 5.** Мощность эквивалентной дозы для источника  $^{192}\text{Ir}$ .

№	г, см	$\dot{H}_T$ , мкЗв/ч при $x=0$	х, см	$\dot{H}_T$ , мкЗв/ч
1	476	$2,84 \cdot 10^3$	94	$9,98 \cdot 10^{-4}$
2	456	$3,10 \cdot 10^3$	141	$5,24 \cdot 10^{-7}$
3	296	$7,36 \cdot 10^3$	101	$8,05 \cdot 10^{-4}$
4	429	$3,50 \cdot 10^3$	221	$3,44 \cdot 10^{-12}$
5	302	$7,07 \cdot 10^3$	94	$2,48 \cdot 10^{-3}$

**Таблица 6.** Годовая эффективная доза  $E_T$  (мЗв) от источника  $^{192}\text{Ir}$ .

№	группа А (постоянное пребывание)	группа А (временное пребывание)	группа Б	Население
1	$1,70 \cdot 10^{-3}$	$8,49 \cdot 10^{-4}$	$2,00 \cdot 10^{-3}$	-
2	$8,91 \cdot 10^{-7}$	$4,46 \cdot 10^{-7}$	$1,05 \cdot 10^{-6}$	-
3	$1,37 \cdot 10^{-3}$	$6,84 \cdot 10^{-4}$	$1,61 \cdot 10^{-3}$	$7,08 \cdot 10^{-3}$
4	$5,85 \cdot 10^{-12}$	$2,93 \cdot 10^{-12}$	$6,89 \cdot 10^{-12}$	$3,03 \cdot 10^{-11}$
5	$4,22 \cdot 10^{-3}$	$2,11 \cdot 10^{-3}$	$4,96 \cdot 10^{-3}$	-

Для сравнения, проведен расчет мощности эквивалентной дозы для источника  $^{192}\text{Ir}$  по средней энергии гамма-квантов - 0,38МэВ. Так как интервал энергий всех испускаемых иридием квантов достаточно большой (от 0,308 до 0,885МэВ), то при расчете по средней энергии следует ожидать существенного занижения определяемых дозовых величин. Результаты, приведенные в таблице 7,

подтверждают это предположение. Можно заметить, что мощности дозы оказались существенно ниже, чем при более детальной схеме расчета.

**Таблица 7.** Мощность эквивалентной дозы для источника  $^{192}\text{Ir}$ , определенная по средней энергии гамма-квантов – 0,38МэВ.

№	г, см	$\dot{H}_T$ , мкЗв/ч при $x=0$	х, см	$\dot{H}_T$ , мкЗв/ч
1	476	$2,87 \cdot 10^3$	94	$2,53 \cdot 10^{-4}$
2	456	$3,13 \cdot 10^3$	141	$2,12 \cdot 10^{-8}$
3	296	$7,43 \cdot 10^3$	101	$1,62 \cdot 10^{-4}$
4	429	$3,54 \cdot 10^3$	221	$1,88 \cdot 10^{-15}$
5	302	$7,14 \cdot 10^3$	94	$6,29 \cdot 10^{-4}$

Вклад от различных групп гамма-квантов источника  $^{192}\text{Ir}$  неодинаков. Наибольший выход имеют гамма-кванты со средней энергией 0,308 МэВ, однако из-за малой величины этой энергии, поток этих фотонов сильно ослабляется защитой. Поэтому вклад гамма-квантов этой группы в суммарную мощность дозы оказывается незначительным.

Из таблицы 8 видно, что самый большой вклад в суммарную мощность эквивалентной дозы дают гамма-кванты со средней энергией 0,603МэВ. Следует отметить, что наблюдается значительный вклад в эту мощность дозы гамма-квантов с наиболее высокой энергией 0,885 МэВ и малым выходом.

**Таблица 8.** Вклад различных групп гамма-квантов источника  $^{192}\text{Ir}$ . Точка 1 (рис. 2); расстояние от источника  $г=476$  см; толщина защиты  $х=94$  см.

$\bar{E}$ , МэВ	$n_i$ , фотон/расп	$\dot{H}_T$ , мкЗв/ч при $x=0$	$\dot{H}_T$ , мкЗв/ч
0,885	$3,02 \cdot 10^{-3}$	$9,32 \cdot 10^0$	$1,52 \cdot 10^{-4}$
0,603	$1,80 \cdot 10^{-1}$	$3,93 \cdot 10^2$	$6,05 \cdot 10^{-4}$
0,467	$5,27 \cdot 10^{-1}$	$8,67 \cdot 10^2$	$2,14 \cdot 10^{-4}$
0,308	$1,45 \cdot 10^0$	$1,58 \cdot 10^3$	$2,67 \cdot 10^{-5}$

## ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В данной работе проведены расчеты дозовых характеристик полей гамма-квантов от закрытых источников  $^{60}\text{Co}$  и  $^{192}\text{Ir}$ , используемых в гамма-терапевтических аппаратах при внутриволостном лучевом лечении для типового помещения отделения радиационной терапии.

Полученные результаты позволили сделать следующие выводы:

- Процедурное типовое помещение пригодно для проведения лучевой терапии с закрытыми источниками гамма-излучения внутриволостного аппарата.
- Дозовые характеристики гамма-излучения за защитой (стены из бетона) соответствуют безопасному уровню облучения, так как они значительно ниже допустимых дозовых пределов для медицинского персонала и населения.
- Дозовые характеристики для всех контрольных точек в случае источника  $^{60}\text{Co}$  существенно превышают аналогичные характеристики для источника  $^{192}\text{Ir}$ , хотя последний имеет более высокую активность.
- Наибольший вклад в мощность эквивалентной дозы за защитой вносят гамма-кванты источника  $^{192}\text{Ir}$  со средней энергией 0,603 МэВ, вклад гамма-квантов с наиболее высокой энергией 0,885 МэВ и малым выходом оказывается значительным.



## СПИСОК ИСПОЛЬЗУЕМЫХ ИСТОЧНИКОВ

1. Тарутин И.Г. Радиационная защита при медицинском облучении. – Мн.: Выш. шк., 2005. – 335 с.
2. Нормы радиационной безопасности (НРБ-99/2009): Санитарно-эпидемиологические правила и нормативы.– М.: Федеральный центр гигиены и эпидемиологии Роспотребнадзора, 2009.– 100 с.
3. Основные санитарные правила обеспечения радиационной безопасности (ОСПОРБ-99/2010). Санитарные правила.– М.: Федеральная служба по надзору в сфере защиты прав потребителей и благополучия человека. 210. – 89 с.
4. Костылев В.А., Наркевич Б.Я. Медицинская физика. – М.: ОАО «Издательство «Медицина», 2008. – 464 с.
5. Сулькин А. Г. Гамма-терапевтические аппараты. – М.: Энергоатомиздат, 1986. – 232с.
6. Вайнберг М. Ш., Сулькин А. Г. Эксплуатация гамма-терапевтических аппаратов. – М.: Медицина, 1981.
7. В.А. Бакаев, И.Г. Голиков, А.В. Головин и др. Радиационная безопасность и радиационный контроль. Обеспечение безопасности персонала и населения: учеб. пособие – СПб.: Изд-во Политех. ун-та, 2012. – 96 с.
8. Машкович В. П., Кудрявцева А.В. Защита от ионизирующих излучений: Справочник. – М.: – Энергоатомиздат, 1995. – 496 с.
9. Контактная лучевая терапия. Учебное и методическое пособие.-М., 2002. (пер. с англ. Главы из “The physics of Radiation Therapy”, Faiz M Khan. 2<sup>nd</sup> ed. 1997.