Минобрнауки России

Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение

высшего образования

**«Оренбургский государственный университет»**

Кафедра промышленной электроники и информационно-измерительной техники

**Методические указания**

для обучающихся по освоению дисциплины

*«Б.1.В.ДВ.3.2 Методы и средства измерения ионизирующих излучений»*

Уровень высшего образования

БАКАЛАВРИАТ

Направление подготовки

*11.03.03 Конструирование и технология электронных средств*

(код и наименование направления подготовки)

*Проектирование и технология радиоэлектронных средств*

(наименование направленности (профиля) образовательной программы)

Тип образовательной программы

*Программа академического бакалавриата*

Квалификация

*Бакалавр*

Форма обучения

*Очная*

Оренбург, 2017

Составитель \_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_ А.С. Лелюхин

Методические указания рассмотрены и одобрены на заседании кафедры промышленной электроники и информационно-измерительной техники

Заведующий кафедрой ПЭиИИТ \_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_ О.В. Худорожков

Методические указания являются приложением к рабочей программе дисциплины «Методы и средства измерения ионизирующих излучений», зарегистрированной в ЦИТ под учетным номером 39957.

**1 Общие положения**

Дисциплина относится к дисциплинам (модулям) по выбору вариативной части блока 1 «Дисциплины (модули)». Изучается в 8 семестре.

В результате изучения дисциплины студент должен:

1) **знать**: физические основы методов измерения в области ионизирующих излучений;

2) **уметь**: проводить инструментальные измерения, выполнять обработку данных с учетом их специфики, представлять полученные результаты;

3) **владеть**: методологией использования результатов измерений в области ионизирующих для решения задач расчета и проектирования деталей, узлов и модулей электронных средств.

Достижение планируемых результатов обучения обеспечивается добросовестным отношением обучающегося к изучению теоретического материала дисциплины с использованием материала лекций и рекомендованной литературы, ознакомлением с рекомендованными периодическими изданиями, своевременным выполнением заданий практик.

**2 Общие методические рекомендации**

Контроль достижения планируемых результатов обучения обеспечивается использованием оценочных средств, представленных в «Фонде оценочных средств …» (приложение к рабочей программе дисциплины), в учебном процессе во время занятий по расписанию, а также во время промежуточной аттестации.

**2.1 Теоретический материал, изучаемый при освоении дисциплины**

**№ 1** Ионизирующие излучения и их взаимодействие с веществом

**№ 2** Методы регистрации и детекторы ионизирующего излучения

**№ 3** Действие ионизирующих излучений на биологические структуры

**№ 4** Дозиметрия ионизирующих излучений

**Вопросы, рассматриваемые на лекционных занятиях:**

**№ 1** Источники ионизирующих частиц и излучений. Взаимодействие заряженных частиц с веществом. Взаимодействие гамма квантов с веществом. Взаимодействие нейтронов с веществом.

**№ 2** Образование электронно-ионных пар и фотонов. Дрейф носителей зарядов в различных средах. Измерение электрического заряда. Методы регистрации фотонов. Методы идентификации частиц. Общие характеристики детекторов. Газовые ионизационные детекторы. Сцинтилляционные детекторы. Полупроводниковые детекторы. Позиционно – чувствительные детекторы.

**№ 3** Фазы воздействие ионизирующего излучения на биологические объекты. Радиационно-индуцированное повреждение ДНК. Стохастические и детерминированные эффекты воздействия излучения на человека.

**№ 4** Статистика регистрации ионизирующих излучений. Дозиметрические величины и их- единицы измерения. Методы расчета доз при внешнем и внутреннем облучении. Защита от ионизирующих излучений.

**Внимание!**

Материал, не вынесенный на лекционные занятия, изучается обучающимися самостоятельно с использованием рекомендуемой литературы.

**Контроль усвоения** изученного теоретического материала осуществляется методом опроса на лабораторных занятиях, а также методом **тестирования**.

Тестирование по разделам Р1 проводится на 7 (8) учебной неделе, по разделам Р2 – на 13 (14) учебной неделе, по Р3 и Р4 – на 17 учебной неделе.

**Рекомендуемая литература**:

1. Петрушанский, М. Г. Основы физики ионизирующих излучений [Электронный ресурс] : учеб. пособие / М. Г. Петрушанский; М-во образования и науки Рос. Федерации, Федер. агентство по образованию, Гос. образоват. учреждение высш. проф. образования "Оренбург. гос. ун-т". - Электрон. текстовые дан. (1 файл: Kb). - Оренбург : ГОУ ОГУ, 2008. -Adobe Acrobat Reader 5.0.

2. Радиационный контроль [Электронный ресурс] : метод. указания к лаб. практикуму / А. С. Лелюхин; М-во образования и науки Рос. Федерации, Федер. агентство по образованию, Гос. образоват. учреждение высш. проф. образования "Оренбург. гос. ун-т", Каф. проектирования и технологии радиоэлектрон. средств. - Электрон. текстовые дан. (1 файл: Kb). - Оренбург : ГОУ ОГУ, 2008. -Adobe Acrobat Reader 5.0

3. Контроль эксплуатационных параметров цифровых рентгеновских систем [Электронный ресурс] : метод. указания к лаб. практикуму / А. С. Лелюхин; М-во образования и науки Рос. Федерации, Федер. агентство по образованию, Гос. образоват. учреждение высш. проф. образования "Оренбург. гос. ун-т", Каф. проектирования и технологии радиоэлектрон. средств. - Электрон. текстовые дан. (1 файл: Kb). - Оренбург : ГОУ ОГУ, 2008. -Adobe Acrobat Reader 5.0

4. Зайдель, А.Н. Ошибки измерений физических величин / А.Н. Зайдель – М.-С-Пб.: Лань, 2005.

**2.2 Практические занятия (семинары)**

С целью развития практических навыков работы с современными средствами измерения ионизирующих излучений и умения адекватно выбирать средства измерения в зависимости от условий измерений и требуемой точности представления результатов обучающиеся выполняют кейсы. Тематика кейсов определяется темами практических занятий согласно в рабочей программе дисциплины. Кейсы выполняются самостоятельно с использованием примеров, изложенных ниже.

Отчет о выполнении кейсов каждый обучающийся защищает индивидуально. Во время защиты обучающийся должен быть готовым пояснить методику проведения исследований, показать умение анализировать результаты, полученные в ходе проведения исследований, быть готовым ответить на вопросы преподавателя по теме проводимых исследований.

**Темы практических занятий**

**№ 1** Взаимодействие ионизирующих излучений с веществом. Альфа – распад. Бета – излучение. Гамма – излучение.

**№ 2** Регистрация частиц. Параметры и характеристики средств измерения: квантовая эффективность регистрации, энергетическое разрешение, пространственное разрешение, контрастная чувствительность.

**№ 3** Количественные методы оценки воздействия радиационных факторов на человека. Расчет радиационной защиты.

**№ 4** Радиоэкология. Дозиметры и радиометры. Методы расчета доз при внешнем и внутреннем облучении.

**Крайние сроки предоставления отчетов о выполнении кейсов**:

* кейсы по темам № 1, № 2, – 8 учебная неделя;
* кейсы по темам № 3, № 4, – 14 учебная неделя;
* кейсы по теме № 5 – 17 учебная неделя.

Кейсы выполняются в среде графического программирования LabVIEW фирмы «National Instruments». LabVIEW - Среда графического программирования: свободно распространяемая лицензия для студентов, для домашнего изучения, доступ: <https://decibel.ni.com/content/docs/DOC-30610>.

**Кейсы**

**Кейс № 1. Цифровые рентгеновские системы с переносом изображения. Принципы построения и функционирования**

**Цель работы:** знакомство с цифровой флюорографической системой, реализованной по схеме с переносом изображения.

Рентгеновские лучи имеют ту же природу, что и видимый свет. Однако обладают рядом специфических свойств. Благодаря этим свойствам рентгеновское излучение нашло широкое применение в медицинской и промышленной диагностике. Способность рентгеновских квантов проникать сквозь непрозрачные для видимого света объекты используется на практике для визуализации их внутренней структуры путем просвечивания и последующего преобразования энергии квантов в изображение, непосредственно воспринимаемое оператором.

Суть метода визуализации заключается в том, что рентгеновское излучение, прошедшее сквозь объект исследования (ОИ), претерпевает как количественные (ослабление интенсивности потока), так и качественные (трансформация спектрального состава излучения) изменения. Интенсивность потока  моноэнергетических квантов в каждой точке пространства за ОИ описывается экспоненциальной функцией:

, (1)

где  - интенсивность излучения в прямом пучке на входе в ОИ;

- полный массовый коэффициент ослабления пучка, являющийся функцией энергии рентгеновских квантов;

 - плотность вещества;

 - толщина слоя вещества в направлении просвечивания.

Неоднородности внутри ОИ модулируют первичный поток по интенсивности, что приводит к появлению в пространстве за ОИ теневого рентгеновского изображения. Поскольку непосредственное восприятие оператором изображения в пучке невозможно, необходимы устройства, преобразующие энергию рентгеновского излучения в другие виды энергии.

Основная схема метода получения и визуализации теневых рентгеновских изображений приведена на рисунке 1.

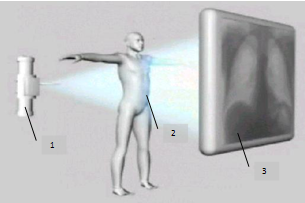


Рисунок 1 - Схема метода получения теневого изображения в пучке рентгеновских лучей

Схема включает источник рентгеновского излучения 1, объект исследования 2 и приемник – преобразователь рентгеновского излучения 3. Источник излучения генерирует в направлении ОИ относительно однородный расходящийся пучок рентгеновских квантов. Благодаря вариабельному поглощению и рассеянию квантов в плоскости приемника-преобразователя формируется увеличенное изображение анатомической структуры ОИ в виде плоского информационного поля, в каждой точке которого интенсивность и спектральный состав излучения определяются физическими свойствами ОИ. Таким образом, рентгеновский снимок представляет собой плоское, двумерное отображение трехмерного объекта. Качественным рентгеновским изображением будет изображение, на котором с максимальной полнотой отражены анатомические детали, а все искажающие факторы сведены до минимума.

Поскольку процессы генерации и взаимодействия квантов потока излучения со средой носят случайный характер, то количество квантов , достигающих детектора за время интегрирования изображения, имеет Пуассоновское распределение, для которого стандартная погрешность измерения определяется соотношением

.

Снижение статистической погрешности измерения интенсивности излучения, а, следовательно, и улучшение качества изображения сопровождается ростом среднего числа квантов, формирующих изображение, т.е. увеличением интенсивности излучения и времени измерений, что ведет к повышению дозы, получаемой пациентом при исследовании.

Если представить детектор в виде набора равномерно распределенных по плоскости рентгеночувствительных датчиков, то в силу высокой проникающей способности излучения каждый датчик будет регистрировать лишь часть рентгеновских фотонов, достигших его чувствительной области.

### ОИ



### Датчик



Рисунок 2 - Формализованная схема формирования рентгеновского изображения:

 - количество рентгеновских квантов на входе объекта исследования;  - количество рентгеновских квантов на выходе объекта исследования;  - количество квантов, эффективно поглощаемых детектором.

Рисунок 1.2 отражает формализованную схему метода воспроизведения рентгеновских изображений.

Согласно схеме (см. рисунок 2), количество квантов, эффективно поглощаемых детектором, можно выразить соотношением:

. (2)

Варьируя параметр , получим уравнение чувствительности детектора:

. (3)

Уравнение (3) показывает, что абсолютное изменение числа эффективно воздействующих на детектор квантов , обусловленное модуляцией первичного потока в ОИ, отнесенное к количеству квантов, достигших чувствительной области детектора , пропорционально величине фактора модуляции потока  с коэффициентом пропорциональности , представляющим собой обобщенный квантовый выход детектора (quantum efficiency - QE).

Записывая среднеквадратичную погрешность измерения интенсивности излучения с учетом параметра , получим

. (4)

Таким образом, для сохранения статистической точности в элементах регистрируемого изображения необходимо использовать детекторы с квантовой эффективностью регистрации, близкой к единице.

Принципы радиационной безопасности (As Low As Reasonably Achievable), рекомендованные МКРЗ и принятые в России, предусматривают поддержание на минимально достижимом уровне доз облучения населения при проведении рентгенологических процедур, что принципиально ограничивает возможности рентгеновских методов диагностики.

Оценить теоретически достижимый нижний порог лучевых нагрузок на организм человека, обеспечивающих получение изображения заданного качества, можно с помощью соотношения:

, (5)

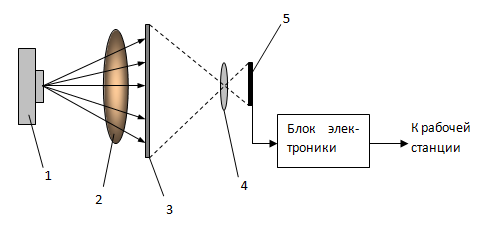
где  - пороговое отношение сигнал/шум;  - фактор накопления, характеризующий отношение интенсивности рассеянного в теле пациента излучения к интенсивности излучения, не изменившего направление;  - постоянный для данного спектра излучения коэффициент;  - площадь объекта, визуализирующегося на снимке;  - контраст объекта.

Отмечается, что теоретический предел снижения дозы определяется коэффициентом , где величина  зависит от выбора рентгенооптической схемы системы регистрации излучения, а параметр  характеризует эффективность использования энергии рентгеновского излучения приемником-преобразователем при воспроизведении изображения.

Одним из путей снижения медицинского облучения населения является эксплуатационный контроль параметров рентгеновских систем, обеспечивающий получение максимального количества диагностической информации при минимальной дозовой нагрузке. Для цифровых приемников-преобразователей рентгеновских изображений диапазон доз на кадр ограничен величиной 1 мР.

Возможно несколько вариантов построения цифровой рентгеновской системы.

Существующие цифровые системы с переносом изображения практически аналогичны традиционным пленочным флюорографическим системам с той лишь разницей, что съемка изображения, сформированного на люминесцентном экране, осуществляется не на обычную пленку, а на ПЗС – матрицу. Получение кадра изображения происходит следующим образом (см. рисунок 3).



##### 1 - рентгеновская трубка; 2 – ОИ; 3 - экран; 4 – оптика; 5 – ПЗС

Рисунок 1.3 - Схема формирования и регистрации рентгеновских изображений

Излучение от рентгеновской трубки формируется рентгенооптической системой излучателя в пирамидальный, однородный по интенсивности поток излучения, который проникает через исследуемого пациента, взаимодействует с флюоресцирующим экраном и преобразуется им в видимое изображение. В течение заданного времени экспозиции светосильный объектив видеокамеры проецирует в уменьшенном масштабе видимое изображение с экрана на регистрирующую ПЗС–матрицу.

Блок электроники по окончании времени экспозиции считывает аналоговую информацию с ПЗС-матрицы, преобразует ее в цифровой вид и формирует в своей буферной памяти изображение, которое затем передается в ЭВМ и запоминается в оперативной памяти. Примером системы с переносом изображений может служить малодозовый цифровой флюорограф ФЦ-01 «Электрон», имеющий разрешающую способность не менее 2.5 пар лин./мм. Главным недостатком подобных систем является многократное преобразование энергии рентгеновских квантов при формировании изображения и, как следствие, дозовые нагрузки удается снизить лишь незначительно.

При выполнении лабораторных работ предполагается использование цифрового флюорографического аппарата «ИВВА», построенного по схеме, приведенной на рисунке 3. Внешний вид аппарата демонстрируется рисунком 4.

В данном аппарате приемником прошедшего через пациента рентгеновского излучения является высокоэффективный экран на основе гадолиния с разрешающей способностью до 8 пар лин./мм. Теневое рентгеновское изображение с люминесцентного экрана проходит через светосильный объектив (относительное отверстие 1:0,75) и регистрируется с помощью низкошумящей крупногабаритной ПЗС-матрицы фирмы Филипс с числом пикселей 2048х3072. В электронном тракте формирования и обработки электрических цифровых сигналов с ПЗС-матрицы использованы современные электронные компоненты высокой степени интеграции. Для вывода на экран монитора компьютера изображения объекта исследования применяется специально разработанное программное обеспечение.



Рисунок 4 – Цифровой флюорографический аппарат «ИВВА»

Аппарат «ИВВА» обеспечивает регистрацию качественных изображений при минимизации дозовых нагрузок на пациента и обслуживающий персонал. На рисунке 5 приведена рентгенограмма, демонстрирующая возможности аппарата.

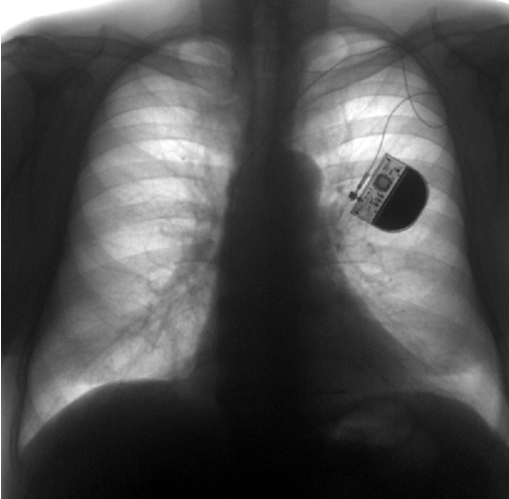


Рисунок 5 – Флюорограмма, полученная на ЦФС

К основным техническим параметрам аппарата «ИВВА», контроль которых необходимо осуществлять, относятся:

-размер рабочего поля, мм;

-геометрические искажения (дисторсия и нелинейные искажения);

-пространственная разрешающая способность, пар линий/мм;

-контрастная чувствительность, %;

-динамический диапазон;

-неравномерность распределения яркости в поле изображения;

-квантовая эффективность регистрации, %;

-доза за снимок (в плоскости приемника), мкГр;

-время рентгеновской экспозиции, мс.

**Задание**

-познакомиться с принципами регистрации рентгеновских изображений и ограничениями метода;

-познакомиться с рентгенооптической схемой цифрового флюорографического аппарата «ИВВА»;

-изобразить структурную схему аппарата.

**Контрольные вопросы**

1 Что представляет собой цифровое изображение?

2 Какие факторы ограничивают качество рентгеновских изображений?

3 Чем ограничено минимально достижимое значение дозы при регистрации рентгеновских изображений?

4 Опишите рентгенооптическую схему аппарата «ИВВА». Назовите основные элементы, определяющие качество регистрируемых изображений и дозовые нагрузки на объект исследования.

5 Какие основные технические параметры необходимо контролировать при эксплуатации цифрового рентгеновского аппарата «ИВВА»?

**Кейс № 2.** **Определение пространственных параметров ЦФС**

**Цель работы:** познакомиться с методиками измерений пространственных параметров рентгеновских систем на примере цифровой флюорографической системы, реализованной по схеме с переносом изображения.

**Определение размера рабочего поля**

Для определения размера рабочего поля используется тест объект ТРП-1, представляющий собой квадратную пластину с нанесенными на нее ренгеноконтрастными метками (рисунок 1).

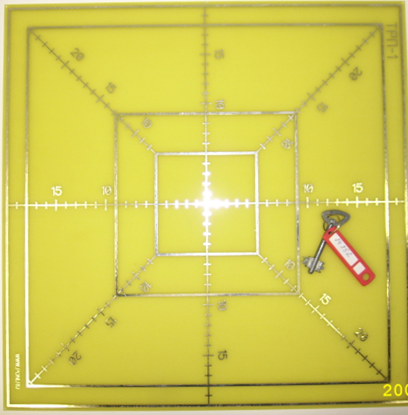


Рисунок 1 - Тест объект ТРП-1

Рентгеноконтрастные линии тест-объекта позволяют воспроизводить изображения двух центрированных квадратов размером 400х400 и 360х360 ммхмм, вертикальную и горизонтальную линии, пресекающиеся в центре квадратов и диагонали в квадрате 360х360 ммхмм. При этом вертикальная, горизонтальная и диагональные линии содержат контрастные масштабные метки, нанесенные с шагом 10±0,5 мм.

**Определение геометрических искажений**

Величину дисторсии определяют по выходному изображению с помощью программы измерения расстояний и выражают в процентах.

Для устройств с квадратным полем зрения дисторсия определяется на квадрате размером 0,9 от размера рабочего поля и рассчитывается по формуле

,

где  – значение наибольшей диагонали в изображении квадрата; .- значение наименьшего расстояния между сторонами квадрата.

Величина локальных геометрических искажений нормируется в процентах по выходному изображению отрезков тест - объекта, расположенных по горизонтали и вертикали в пределах 0,9 от размера рабочего поля.

Для положительного значения:

;

для отрицательного значения:

,

где  - ширина или высота наиболее широкого изображения, соответствующего на тест – объекте размеру 10 мм;

- ширина или высота наиболее узкого изображения, соответствующего на тест – объекте размеру 10 мм.

Значения  определяются по формуле:

,

где ,  - полный размер выходного изображения, соответственно по вертикали и горизонтали, включающий в себя полные отрезки осей по 10 мм в педелах 0,9 размера рабочего поля;

,  - число полных отрезков осей по 10 мм выходного изображения тест-объекта в пределах 0,9 размера рабочего поля по вертикали и горизонтали соответственно. Неполные отрезки на каждом краю в пределах 0,9 размера рабочего поля не учитываются.

**Определение пространственного разрешения**

Пространственное (координатное) разрешение характеризует способность системы рентгеновского изображения передавать детали малых размеров просвечиваемого объекта. Пределом пространственного разрешения называют наибольшее число пар линий на 1 мм изображения штриховой рентгеновской миры, которые отдельно обнаруживаются при анализе выходного изображения системы при заданных условиях работы излучателя, экрана и ПЗС матрицы. В эксперименте по определению разрешения используются несколько рентгеновских мир. Они устанавливаются в центре и на периферийных областях входной плоскости экрана.

Миры представляют собой совокупность секций тонких свинцовых полос, расположенных на рентгенопрозрачной подложке. В каждой секции свинцовые полосы расположены с заданным шагом. Размеры полос и их шаг в одной секции равны друг другу. Толщину свинцовых полос выбирают из условий создания 100% контраста рентгеновского изображения миры при заданном спектре излучения источника. Предел разрешения R измеряется в парах линий на один миллиметр:

*R=1/2d*,

где *d* - ширина полосы (штриха) миры, мм.

Предел разрешения оценивается путем регистрации номера секции миры, элементы которой еще различимы.

Высококонтрастное пространственное разрешение и низкоконтрастное пространственное разрешение определяют по изображению свинцовых штриховых мир, расположенных на входной плоскости приемника рентгеновского излучения в центре рабочего поля и на периферии.

Мира рентгеновская МР-1, предназначенная для проверки разрешающей способности тракта преобразования медицинских рентгеновских аппаратов изображена на рисунке 2.



Рисунок 2 - Мира рентгеновская МР-1

Мира представляет собой пластину из рентгенопрозрачного материала со штрихами. Свинцовый эквивалент штрихов не менее 0.05 мм Pb. Штрихи миры защищены от механических повреждений покрытием из рентгенопрозрачного материала.

Габаритные размеры и масса МР-1: длина -50 мм, ширина – 50 мм, высота не более 2,5 мм, масса не более 3 г. Число групп штрихов – 21, число штрихов на 1 мм в группе – 5.0; 4.6; 4.3; 4.0; 3.7; 3.4; 3.1; 2.8; 2.5; 2.2; 2.0; 1.8; 1.6; 1.4; 1.3; 1.2; 1.1; 1.0; 0.9; 0.8; 0.7.

Пример рентгеновского изображения миры приведен на рисунке 3.

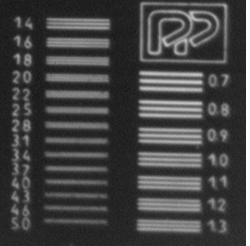


Рисунок 3 - Рентгеновское изображение миры МР-1

При выполнении измерений миры устанавливают по центру поля вертикально, горизонтально и под углом 45 ± 5°, и на периферии по диагоналям в четырех точках на расстоянии, составляющем 0,8 от размера рабочего поля, под углом 45 ± 5°. Согласно стандарту, миры должны иметь диапазон частот не менее 0,6-5 пар лин./мм, толщина используемого в мире свинца должна быть 50 ± 5 мкм.

Режим генерации излучения рентгеновского аппарата задается исходя из следующих положений:

- анодное напряжение устанавливается минимально возможным;

- дополнительные фильтры не применяются;

- входная доза выбирается, исходя из условия получения оптимального восприятия изображения тест - объекта.

Величина пространственного разрешения определяется по изображению миры не менее чем тремя наблюдателями.

Низкоконтрастное разрешение определяют по свинцовой штриховой мире, установленной по центру и по одной из диагоналей на расстоянии 0,8 от рабочего поля под углом 45 ± 5°. Режим генерации излучения рентгеновского аппарата задают следующим образом:

- анодное напряжение устанавливают 70 кВ ± 10 %;

- дополнительный фильтр 20 мм А1 или 1 мм Си (СПО 7 мм А1);

- входная доза выбирается из условия, что ее удвоение не приведет к изменению параметра. Изменение дозы во входной плоскости производится регулировкой тока или количества электричества.

Значение низкоконтрастного пространственного разрешения определяют по изображению миры с помощью не менее чем трех наблюдателей. При этом фиксируется величина входной дозы, при которой это значение получено.

Доза измеряется в плоскости расположения тест - объекта и ее значение усредняется по всему входному рабочему полю приемника.

Контроль величины входной дозы должен производиться с помощью дозиметра, имеющего пределы допускаемой погрешности не хуже ±10 %. Камера дозиметра должна располагаться таким образом, чтобы не мешать испытаниям.

**Определение неравномерности распределения яркости в поле изображения**

Неравномерность распределения яркости в поле изображения оценивается экспериментально-расчетным путем.

Яркость определяется в центре рабочего поля и на расстоянии от центра до края, соответствующего значению 0,8 размера рабочего поля.

Режим рентгеновского аппарата:

- анодное напряжение 70 кВ + 10 %;

- дополнительный фильтр 20 мм Аl или 1 мм Си ( СПО 7 мм А1);

- экспозиция выбирается из условий получения удобной для измерения яркости.

Неравномерность распределения яркости определяется по формуле:

,

где ,  - средняя яркость в центре и на периферии рабочего поля соответственно.

Определение средней величины яркости производится при использовании специального математического обеспечения. В центре поля задается область размером 32x32 пикселя, для которой оценивается среднее значение яркости . Затем выбирают область того же размера на расстоянии 0,8 от центра до углов изображения, в которой определяется средняя величина яркости на периферии .

Средняя величина яркости определяется из соотношения:

,

где ,  - количество пикселов в выбранной области вдоль каждой из координат;

 - яркость пиксела с координатами i, j.

**Задание**

1 Установите тест объект ТРП-1 в плоскости детектора. Путем выполнения пробных снимков подберите режимы генерации излучения, исходя из условий получения оптимального восприятия изображения тест-объекта. Далее по изображению тест-объекта с помощью программы обработки изображений определите размер рабочего поля в мм и округлите полученные значения до третьего знака.

2 Оцените геометрические искажения в изображении тест объекта.

3 Установите миру пространственного разрешения в поле облучения. Выполните исследования при заданных режимах и качестве пучка излучения. Оптимизируйте полученное изображение с помощью сервисной программы и выполните оценку высококонтрастного и низкоконтрастного пространственного разрешения системы.

4 Выполните снимок при заданных режимах генерации излучения и, используя сервисное программное обеспечение, оцените неравномерность распределения яркости по полю изображения.

5 Определите среднюю величину яркости по полю изображения.

**Контрольные вопросы**

1 Какие геометрические искажения возможны при получении цифровых рентгеновских снимков? Чем они определяются?

2 Дайте определение понятия дисторсия изображения.

3 Что определяет и в каких единицах измеряется пространственное разрешение рентгеновской системы.

4 Как устроена рентгеновская мира, предназначенная для измерения пространственного разрешения? Как толщина и материал штрихов миры влияют на результаты измерений?

5 Чем принципиально различаются методики оценки высококонотрастного и низкоконтрастного разрешения цифровых рентгеновских систем.

6 Почему в системах с переносом изображения возникает неравномерность яркости по полю изображения.

7 Как рассчитывается средняя величина яркости?

**Кейс № 3. Контроль эффективных доз облучения пациентов при медицинских рентгенологических исследованиях. Измерение радиационного выхода рентгеновской трубки**

**Цель работы:** познакомиться с методикой определения эффективных доз облучения пациентов при медицинских рентгенологических исследованиях, основанной на измерении радиационного выхода рентгеновского излучателя.

**Введение**

Одной из важных предпосылок уменьшения лучевых нагрузок является организация системы контроля и учета доз медицинского облучения. Необходимость этого определяется требованиями Федерального закона «О радиационной безопасности населения» и Нормами радиационной безопасности НРБ-99.

При проведении профилактических рентгенологических исследований практически здоровых лиц установлен норматив годовой эффективной дозы облучения – 1 мЗв. При проведении диагностических исследований пределы доз не устанавливается, однако придерживаются принципа – максимум диагностической информации при минимально возможных уровнях облучения.

**Общие положения**

Исходные данные для расчета эффективной дозы облучения пациентов должны включать: напряжение на аноде рентгеновской трубки в момент исследования; толщину и материал фильтра; фокусное расстояние и размеры поля облучения; радиационный выход рентгеновского излучателя и экспозицию.

Определение эффективной дозы облучения пациентов при рентгенологических исследованиях основано на использовании одного из двух инструментальных методов: измерении произведения дозы на площадь или измерении радиационного выхода рентгеновского излучателя.

Если рентгеновский аппарат не оборудован измерителем произведения дозы на площадь, определение эффективной дозы облучения осуществляют расчетным путем используя измеренные значения радиационного выхода рентгеновского излучателя.

Под радиационным выходом рентгеновского излучателя понимают величину, равную мощности поглощенной (или экспозиционной) дозы в свободном воздухе на расстоянии 1м от фокуса рентгеновской трубки на оси первичного пучка рентгеновского излучения при заданном значении анодного напряжения приведенной к значению анодного тока 1 мА. Радиационный выход измеряется в мГр\*м2/(мА\*мин) или в мР\*м2/(мА\*с). Для перехода от одних единиц измерения радиационного выхода к другим используют соотношения:



(1)



Измерения проводятся при общей фильтрации излучения эквивалентной 2 мм Аl.

Значение эффективной дозы Е (мкЗв) облучения пациента при проведении рентгенологического исследования определяется с помощью выражения:

, (2)

где *R*- радиационный выход рентгеновского излучателя, мР∙м2/(мА∙с); *i* – ток рентгеновской трубки, мА; *t* – время проведения исследования, с; *К*е – коэффициент перехода к эффективной дозе облучения, мкЗв/(мР∙м2).

Средние значения некоторых дозовых коэффициентов *К*е для рентгенодиагностических исследований приведены в таблице 1.

Таблица 1 – Дозовые коэффициенты

|  |  |  |  |  |  |
| --- | --- | --- | --- | --- | --- |
|  | Проекция | Размер поля, см2 | Фокусное расстояние, см | Напряжениена трубке, кВ | Ке, мкЗв/(мР·м2) |
| Легкие | ЗП | 30х40 | 100 | 80-90 | 2,1 |
| Легкие | ЗП | 30х40 | 150 | 80-90 | 0,86 |
| Легкие | ЗП | 30х30 | 60 | 80 | 4,7 |
| Флюорография легких | ЗП | 35х35 | 100 | 80 | 1,9 |
| Череп | ПЗ | 24х30 | 100 | 60-70 | 0,44 |
| Желудок | ЗП | 24х30 | 60 | 90-100 | 3,4 |

Радиационный выход *R* для данного значения анодного напряжения U определяется с помощью линейной интерполяции с использованием двух измеренных величин радиационного выхода *Rk*  и *Rk+1* для ближайших значений анодного напряжения *Uk*  и *Uk+1* (*Uk <U<Uk+1*) с использованием выражения:

. (3)

Для сканирующих рентгенографических аппаратов (флюорографов) в качестве эквивалента радиационного выхода рентгеновского излучателя используется доза в свободном воздухе на расстоянии 1 м от фокуса рентгеновской трубки за одно сканирование при заданном значении анодного напряжения, приведенная к значению анодного тока 1 мА.

Измерения в этом случае проводятся путем сканирования датчика измерительного прибора, размещенного в центре поля облучения так, чтобы при сканировании облучалась вся чувствительная область датчика. При наличии нескольких скоростей сканирования измерения радиационного выхода проводят для каждой скорости сканирования. Радиационный выход рентгеновского излучателя сканирующего рентгенографического аппарата (флюорографа) Rс измеряется в мГр\*м2/мА или в мР\*м2/мА. Для перехода одних единиц к другим используют соотношения:



(4)



Эффективная доза пациента по результатам измерения радиационного выхода рентгеновского излучателя сканирующего рентгенографического аппарата (флюорографа) определяется с использованием соотношения:

, мкЗв (5)

где: *Rс* - радиационный выход рентгеновского излучателя сканирующего рентгенографического аппарата (флюорографа) в мР\*м2/мА; I - анодный ток рентгеновской Трубки в мА; Ке- дозовый коэффициент из МУК iб.1.1797-03 в мкЗв/(мР\*м2)

Значения радиационного выхода рентгеновского излучателя должны измеряться не во всем диапазоне рабочих значений анодного напряжения рентгеновской трубки с штагом 10-20 кВ. При использовании нескольких различных фильтров эти измерения должны проводиться для каждого фильтра.

**Проведение измерений для определения радиационного выхода рентгеновских излучателей медицинских рентгенодиагностических аппаратов**

Для проведения измерений с целью определения радиационного выхода рентгеновских излучателей медицинских рентгенодиагностических аппаратов могут использоваться дозиметры рентгеновского излучения, внесенные в государственный реестр средств измерений Российской Федерации, пригодные для измерения мощности поглощенной (экспозиционной) дозы или поглощенной (экспозиционной) дозы рентгеновского излучения в диапазоне анодных напряжений рентгеновских излучателей от 30 до 150 кВ и допускающие возможность проведения измерений при мощности дозы до 10 Гр/ч.

Наиболее удобно проводить измерения с использованием рентгеновских дозиметров на основе проходных ионизационных камер полупроводниковых детекторов, либо универсальных приборов для контроля эксплуатационных параметров медицинских рентгеновских аппаратов. Возможно использование для этих цели термолюминесцентных детекторов на основе фтористого лития, но в этом случае необходим использовать достаточно большие экспозиции, обеспечивающие дозу облучения дозиметра не менее 1-5 мР (10-50 мкГр).

При проведении измерений датчик используемого дозиметрического прибора размещается на оси пучка рентгеновского излучения на расстоянии 1 м от фокуса рентгеновской трубки, а поле облучения устанавливается так, чтобы оно полностью охватывало датчик дозиметрического прибора. Ёсли датчик прибора невозможно установить на расстоянии 1 м, его следует разместить возможно дальше от фокуса рентгеновской трубки и зафиксировать расстояние от фокуса трубки до эффективного центра датчика (центр проходной ионизационной камеры, центр кристалла сцинтилляционного детектора центр полупроводникового детектора). При наличии стола снимков или поворотного стола-штатива. удобно установить их в горизонтальное положение и разместить датчик прибора на их поверхности, а рентгеновский излучатель над ними.

Далее на рентгеновском аппарате устанавливаются требуемые параметры экспозиции, производится его включение, и фиксируются показания дозиметрического прибора. При этом время экспозиции (количество электричества мАс) выбирается так, чтобы статистическая погрешность измеренной величины не превышала 10%. Если время однократной экспозиции недостаточно (например, используются термолюминесцентные дозиметры), ее повторяют необходимое количество раз, фиксируя суммарное время экспозиции (суммарное количество электричества мАс). Если при проведении измерений на аппарате установлена величина анодного тока трубки, необходимо измерять мощность дозы рентгеновского излучения при работе аппарата в заданном режиме, а если установлена величина количества электричества (мАс), необходимо измерять дозу рентгеновского изучения за экспозицию.

Результаты измерений оформляются в виде протокола измерений, в который заносятся измеренные значения дозы (мощности дозы), статистическая погрешность измерения, а также параметры экспозиции (анодное напряжение на трубке, анодный ток, полное время экспозиции, количество электричества мАс, суммарная фильтрация рентгеновского излучателя) и данные рентгеновского аппарата и установленной в нем рентгеновской трубки. В протоколе также должны быть приведены данные об использовавшемся для проведения измерений дозиметрическом приборе.

**Определение радиационного выхода рентгеновских излучателей по результатам проведенных измерений**

Для получения радиационного выхода рентгеновского излучателя Rn по результатам проведенных измерений мощности поглощенной дозы D мГр/ч при анодном токе рентгеновской трубки 1 мА на расстоянии 1 м от ее фокуса следует использовать выражение

 (6)

Для получения радиационного выхода рентгеновского излучателя Rэ по результатам измерений мощности экспозиционной дозы X мР/ч при анодном токе рентгеновской трубки I мА на расстоянии 1 м от ее фокуса следует использовать выражение:

 (7)

Для получения радиационного выхода рентгеновского излучателя Rn по результатам проведенных измерений поглощенной дозы D мГр при экспозиции (количестве электричества) рентгеновской трубки J мА\*с на расстоянии r м от ее фокуса следует использовать выражение:

 (8)

для получения радиационного выхода рентгеновского излучатели Rэ по результатам измерений экспозиционной дозы Х мР при экспозиции (количестве электричества) рентгеновской трубки I мA\*c на расстоянии r м от её фокуса следует использовать выражение:

 (9)

Для получения радиационного выхода рентгеновского излучателя сканирующего рентгенографического аппарата (флюорографа)  по результатам проведенных измерений поглощенной дозы D мГр за одно сканирование при анодном токе рентгеновской трубки I мА на расстоянии r м от ее фокуса следует использовать выражение:

 (10)

Для получения радиационного выхода рентгеновского излучателя сканирующего рентгенографического аппарата (флюорографа)  по результатам проведенных измерений экспозиционной дозы Х мР за одно сканирование при анодном токе рентгеновской трубки I мА на расстоянии r м от ее фокуса следует использовать выражение:

 (11)

Допускается определение величины радиационного выхода рентгеновского излучателя для промежуточных значений анодного напряжения на рентгеновской трубке с использованием графика построенного по измеренным значениям радиационного выхода.

**Контрольные вопросы**

1. Укажите пределы доз при выполнении рентгенологических процедур.

2. Какие существуют методы контроля доз облучения пациентов при выполнении рентгенологических процедур?

3. Дайте определение радиационного выхода рентгеновского излучателя.

4. Как рассчитывается эффективная доза облучения пациентов при проведении рентгенологического исследования?

5. Как размещается дозиметр при измерении радиационного выхода?

6. Поясните, почему применение дозиметра ДКС-1123 для измерения радиационного выхода рентгеновских излучателей невозможно?

**Задание**

1. Используя приведенную в описании работы методику измерьте радиационный выход излучателя флюорографического аппарата, установленного в лаборатории, с помощью термолюминесцентного дозиметра ДТЛ-02.

2. Зная радиационный выход излучателя флюорографа определите эффективную дозу облучения пациента при выполнении профилактической флюорограммы (напряжение на трубке – 80 кВ, ток трубки – 6 мА).

3. Пациенту провели рентгенографию грудной клетки в заднее-передней проекции при напряжении на трубке 90 кВ. Размер поля облучения 30х40 см2; фокусное расстояние 150 см, фильтр 2 мм Al, экспозиция 25 мАс. Определите эффективную дозу облучения, если радиационный выход излучателя для напряжений 80 и 100 кВ составил 6.8 и 9.2 мР∙м2/(мА∙с) соответственно.

**Кейс № 4.** **Принципы радиационной безопасности при работе с источниками рентгеновского излучения**

**Цель работы:** Познакомится с принципами радиационной безопасности при работе с источниками рентгеновского излучения. Освоить работу с дозиметром ДКС-1123. Произвести контроль радиационной обстановки в лаборатории.

**Нормирование доз облучения при работе с источниками ионизирующих излучений**

Использование рентгеновских аппаратов может сопровождаться действием на персонал первичного и вторичного (рассеянного) излучения. Уровень его воздействия определяется материалом анода и выходного окна трубки, напряжением и током рентгеновской трубки, режимом его работы (например, схемой выпрямления), физико-химическими свойствами объекта исследования, условиями эксплуатации (например, расстоянием до окружающих объектов – стен помещения). Существенно, что генерация проникающего излучения прекращается после окончания подачи высокого напряжения на трубку.

При несоблюдении правил пользования рентгеновским излучением оно может оказаться опасным для здоровья человека. Для управления факторами, снижающими радиационную опасность, используют три принципа: нормирование времени облучения, удаление на безопасное расстояние, использование защитных средств.

Степень воздействия облучения на биологические объекты определяется величиной поглощенной объектом энергии. Однако равное количество поглощенной энергии разных видов излучения может вызвать различный биологический эффект, поскольку биологическое действие будет определяться пространственным распределением энергии, передаваемой среде. Следовательно, поглощенная энергия не может служить адекватным критерием биологического эффекта.

Для характеристики степени воздействия на организм вводится поправка – коэффициент качества излучения, определяющий зависимость биологического эффекта данного вида излучения от величины линейной передачи энергии этого излучения. Так, например, гамма-излучение, обладающее высокой проникающей способностью, поглощается по экспоненциальному закону практически по всему объему объекта исследования, имеет коэффициент качества равный единице. Альфа-излучение, имеющее низкую проникающую способность, поглощается локально в точке объекта исследования, следовательно, в единице массы выделяется большая энергия, и коэффициент качества здесь уже равен 20.

Действие ионизирующих излучений в определенных дозах может вызвать неблагоприятные для здоровья эффекты. Если вредные эффекты облучения выявляются начиная с какого-то определенного порогового значения дозы, то их называют нестохастическими или пороговыми. К таковым относятся помутнение хрусталика глаза, нарушение воспроизводительной функции, лучевые поражения зародыша и плода, косметическое повреждение разных тканей и др.

Последствия облучения человека, вероятность проявления которых существует при сколь угодно малых дозах ионизирующего излучения и возрастает с дозой, называют стохастическими или беспороговыми. В настоящее время предпочтительной считается гипотеза линейной зависимости доза-эффект в диапазоне нормируемых уровней непрерывного облучения. Наиболее характерными стохастическими эффектами действия радиации являются лейкемия и другие формы злокачественных образований, а также передаваемые потомству наследственные изменения.

Целью соблюдения принципов радиационной безопасности является предотвращение вредных нестохастических эффектов и ограничение вероятности стохастических эффектов до уровней, считающихся приемлемыми. Основным государственным документом, регламентирующим уровни облучения персонала и населения в нашей стране, являются «Нормы радиационной безопасности (НРБ) и «Основные санитарные правила работы с радиоактивными веществами и другими источниками ионизирующих излучений» (ОСП).

Для обеспечения радиационной безопасности в организации, производственная деятельность которой заключается в обращении с техногенными источниками рентгеновского излучения, персонал организации делится на две группы. Согласно Нормам и Правилам, к персоналу группы А относятся лица, работающие с техногенными источниками излучения. Лица, находящиеся по условиям работы в сфере воздействия этих источников, относятся к персоналу группы Б.

Согласно пп.3.1.2, 3.1.4, 3.1.6 и 3.1.8 Норм в случае облучения персонала Группы А в нормальных условиях эксплуатации источников излучения нормируются дозиметрические величины, представленные в таблице 1. Значения пределов доз, равно как и значения допустимых уровней облучения персонала группы Б, равны ¼ соответствующих значений для персонала группы А.

Таблица 1 – Нормируемые величины облучения персонала группы А в нормальных условиях эксплуатации источников излучения

|  |  |
| --- | --- |
| Нормируемая величина | Значение предела, мЗв |
| Годовая эффективная доза | 50 |
| Годовая эффективная доза, усредненная за любые последовательные 5 лет | 20 |
| Эффективная доза, накопленная за период трудовой деятельности (50 лет) | 1000 |
| Годовая эквивалентная доза облучения хрусталика глаза | 150 |
| Годовая эквивалентная доза облучения кожи | 500 |
| Годовая эквивалентная доза облучения кистей и стоп | 500 |
| Месячная эквивалентная доза на поверхности нижней части области живота женщин в возрасте до 45 лет | 1 |

**Основные дозиметрические величины, используемые для характеристики рентгеновского излучения**

1 Флюенс ионизирующих частиц Ф, см-2 – отношение числа ионизирующих частиц *dN*, проникших в элементарную сферу, к площади центрального сечения *dS* этой сферы:

 (1)

2 Плотность потока частиц ϕ, с-1⋅см-2 – отношение числа частиц *dN*, проникающих в элементарную сферу за интервал времени *dt*, к площади центрального сечения *dS* этой сферы и интервалу времени:

 (2)

Данную величину используют для характеристики поля излучения в точке пространства (вещества).

3 Поглощенная доза ионизирующего излучения (ИИ) *D*, Гр – отношение средней энергии *d*ε, переданной ИИ веществу в элементарном объеме, к массе *dm* вещества в этом объеме:

 (3)

Поглощенная доза измеряется в Дж/кг и называется грей (Гр).

4 Доза в органе или ткани DT – средняя поглощенная доза в определенном органе или ткани человеческого тела:

, (4)

где *mT* - масса органа или ткани, а *D* – поглощенная доза в элементе массы *dm.*

5 Эквивалентная доза *НТ,R*– средняя поглощенная доза в органе или ткани *DТ,R*, умноженная на соответствующий взвешивающий коэффициент *WR* для данного вида падающего на тело излучения:

 (5)

При наличии различных видов излучения:

 (6)

Единицей эквивалентной дозы является зиверт (Зв).

6 Керма *K*, Гр – отношение суммы начальных кинетических энергий *dεк* всех заряженных частиц, образовавшихся под действием косвенно ионизирующего излучения в элементарном объеме вещества, к массе *dm* вещества в этом объеме:

 (7)

7 Мощность дозы  (кермы ) – доза (керма) излучения, создаваемая за единицу времени (секунду, минуту, час):

 (8)

 (9)

8 Амбиентный эквивалент дозы (амбиентная доза) *Н*\*(*d*), Зв – эквивалент дозы, который был бы создан в шаровом фантоме Международной комиссии по радиационным измерениям (МКРЕ) (шар диаметром 30 см из тканеэквивалентного материала плотностью 1 г/см3) на глубине *d*, мм от поверхности по диаметру, параллельному направлению излучения, в поле излучения (рисунок 1.1), идентичном рассматриваемому по составу, флюенсу и энергетическому распределению, но мононаправленном и однородном.

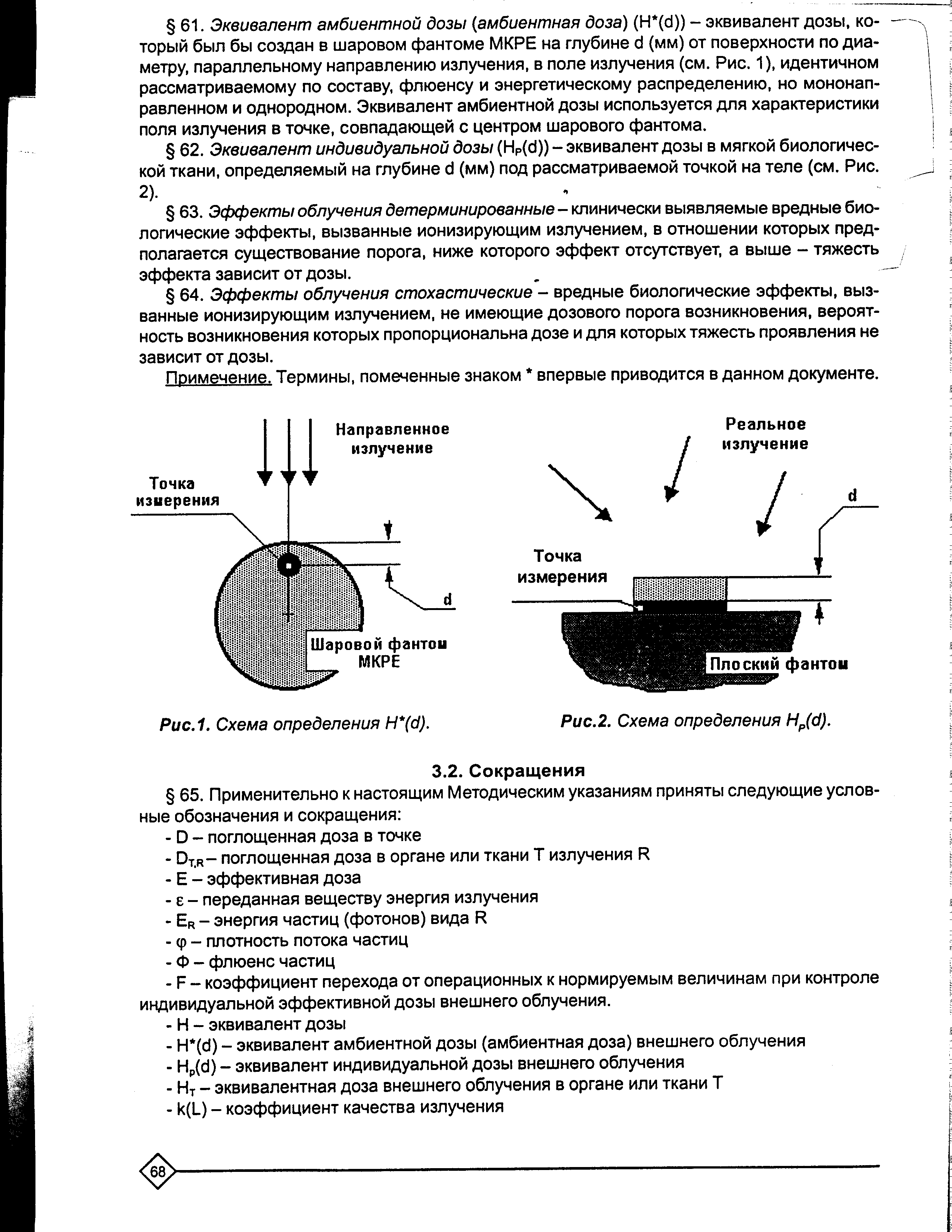


Рисунок 1- Схема определения амбиентной дозы

Данную величину используют в качестве операционной величины для характеристики поля излучения в точке, совпадающей с центром шарового фантома.

9 Индивидуальный эквивалент дозы *НР*(*d*), Зв – эквивалент дозы в мягкой биологической ткани, определяемый на глубине *d*, мм под рассматриваемой точкой на теле человека. Данную величину используют в качестве операционной для индивидуальной дозиметрии.

10 Доза эффективная (эквивалентная) годовая (ГЭД) – сумма эффективной (эквивалентной) дозы внешнего облучения, полученной за календарный год. Единица годовой эффективной (эквивалентной) дозы -зиверт (Зв).

**Дозиметр рентгеновского и гамма-излучения – ДКС-1123**

**Назначение**

Дозиметр рентгеновского и гамма-излучения предназначен для:

-контроля радиационной обстановки при эксплуатации ядерно-энергетических, радиоизотопных и рентгеновских установок непрерывного, кратковременного и импульсного действия в научных исследованиях, медицине, промышленности и других областях;

-контроля состояния средств защиты гамма- и рентгеновских установок непрерывного, кратковременного и импульсного действия службами санитарного и проматомнадзора;

-обнаружения, локализации и дозиметрии источников рентгеновского и гамма-излучения службами контроля за перемещением ядерных и радиоактивных материалов;

-радиационного мониторинга окружающей среды, территорий и объектов;

-применения в условиях чрезвычайных и аварийных ситуаций.

Дозиметр измеряет:

-мощность амбиентной дозы (далее по тексту - мощность дозы) непрерывного рентгеновского и гамма-излучения в диапазоне от 50 нЗв/ч до 10 Зв/ч;

-мощность дозы кратковременно действующего излучения (одиночного или серии импульсов длительностью не менее 0,03 с) в диапазоне от 5 мкЗв/ч до 10 Зв/ч;

-среднюю мощность дозы импульсного излучения при мощности дозы в импульсе до 1,3 Зв/с и длительности импульса не менее 10 нс в диапазоне от 1 мкЗв/ч до 10 Зв/ч;

-амбиентную дозу (далее - дозу) рентгеновского и гамма-излучения в диапазоне от 50 нЗв до 10 Зв;

Пределы допускаемой основной относительной погрешности измерения дозы и мощности дозы:

- ± 15 % - при работе в режимах измерения непрерывного и кратковременно действующего излучения;

- ±30 % - при работе в режиме измерения импульсного излучения.

Диапазон энергий регистрируемого рентгеновского и гамма-излучения составляет от 15 кэВ до 10 МэВ.

**Устройство и работа дозиметра**

Принцип действия дозиметров основан на использовании высокочувствительного метода сцинтилляционной дозиметрии с применением пластмассового детектора и ФЭУ.

Измерение мощности дозы проводится путем измерения тока ФЭУ. Алгоритм работы обеспечивает непрерывность процесса измерения, вычисление «скользящих» средних значений и оперативное представление полученной информации на табло, статистическую обработку результатов измерений и оценку статистических флуктуации в темпе поступления сигналов от детектора, быструю адаптацию к изменениям уровней радиации.

При работе в автономном режиме питание дозиметров осуществляется от встроенного блока аккумуляторов.

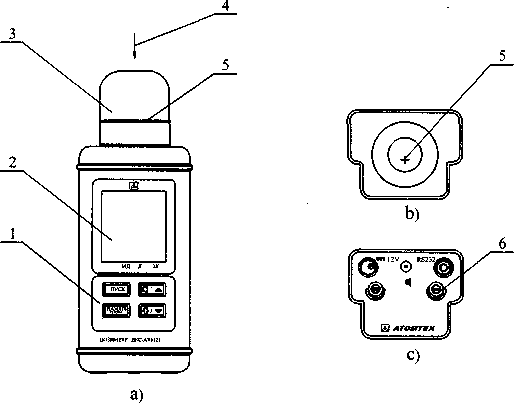
*Конструкция дозиметров*

Конструктивно каждый дозиметр выполнен как функционально законченное изделие. Общий вид дозиметров приведен на рисунке 1.2.

а

б

в



1 - панель управления; 2 - табло ЖКИ;

3 - защитный колпачок; 4 - направление градуировки;

5 - метки центра детектора; 6 - место пломбирования

Рисунок 1.2 - Общий вид дозиметров:

а - со стороны передней панели;

б - со стороны верхней торцевой крышки;

в - со стороны нижней торцевой крышки

На передней панели дозиметра находится панель управления с мембранными кнопками (1) и табло ЖКИ (2).

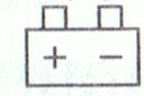
На верхней торцевой крышке установлен съемный защитный колпачок (3) "0,025-10 MeV" (без фильтра) или "0,06-10 MeV" (с фильтром), который закрывает выступающую часть дозиметра. На каждом колпачке имеются две метки центра детектора (5): боковая метка виде кольцевой риски и торцевая метка "+".

**Подготовка дозиметра к использованию**

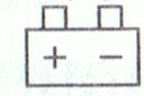
Для включения дозиметра необходимо нажать кнопку ПУСК.

Выключение осуществляется быстрым трехкратным нажатием кнопки ПУСК. При этом на табло появляется сообщение "OFF", и через 1-2 с дозиметр выключается.

Отсутствие изображения на табло дозиметра, появление сообщения **"bAt 00**" или мигающей индикации " " свидетельствуют о разряде БА ниже уровня, обеспечивающего работоспособность дозиметра.



Во время заряда БА дозиметр должен находиться во включенном состоянии. Наличие постоянной индикации " " свидетельствует о процессе заряда БА, ее исчезновение - о завершении процесса заряда.



Сразу после включения дозиметр переходит в режим самоконтроля.

В случае успешного завершения самоконтроля дозиметр устанавливается в режим измерения мощности дозы (далее – режим "**МД**"), при этом на табло появляется индикация "▼" против надписи **МД** на передней панели дозиметра. На табло индицируются значение мощности дозы в цифровом и аналоговом виде, единицы измерения, значение статистической погрешности в процентах.

При обнаружении ошибки в процессе тестирования дозиметр выдает прерывистый звуковой сигнал и на табло индикатора мигающее сообщение " **Err xx"**.

Дозиметр имеет следующие режимы работы:

-измерение мощности дозы непрерывного излучения (режим "**Т**");

-измерение мощности дозы кратковременно действующего излучения длительностью не менее 0,03 с (режим **"Tvar");**

-измерение средней мощности дозы импульсного излучения (режим " ");



-измерение дозы (режим "**Д**");

-поиск локальных загрязнений и радиоактивных источников (режим поиска **"Т !**");

Перевод дозиметра в нужный режим и управление его работой осуществляется с помощью четырех кнопок, расположенных на передней панели дозиметра. Нажатие каждой из кнопок сопровождается коротким звуковым сигналом.

*Примечание* - Измерение мощности дозы рентгеновского и гамма-излучения проводится с установленным на дозиметре колпачком **"0,025-10** **MeV".**

Для установки режима измерения необходимо перейти в **сервисный режим** (индикация "**. 4.**"), для этого:

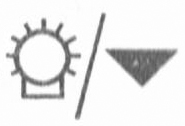
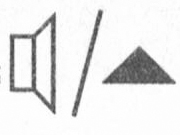
-нажать и удерживать кнопку **ПАМЯТЬ РЕЖИМ** до появления на табло индикации "**. 2.**" (режим "**Д**");

-кратковременно нажать кнопку **ПАМЯТЬ РЕЖИМ** до появления на табло индикации "**. 3.**" (режим "**ЗК**");

-вновь кратковременно нажать кнопку **ПАМЯТЬ РЕЖИМ** до появления на табло индикации "**. 4*.*** "**.**

Индикация "**. 4.**" через 1 с исчезает, а в нижней части табло появляется индикация текущего режима измерения.

С помощью кратковременного нажатия кнопок " " или " " выбрать нужный режим измерения **("Т", "Tvar",** " " или **"Т !"**). Нажать и удерживать до появления двойного звукового сигнала и индикации "**. 1.**" кнопку **ПАМЯТЬ РЕЖИМ.** Через 1 с индикация "**. 1.**" исчезает, и дозиметр начинает работать в установленном режиме.



**Измерение мощности дозы непрерывного излучения (режим "Т")**

Этот режим характеризуется наличием мигающей индикации "Т". В процессе измерения на табло выводятся средние значения мощности дозы, соответствующие им значения статистической погрешности от 99 до 1 % и единица измерения ("nSv/h" или "μSv/h", или "mSv/h", или "Sv/h"). Результат измерения выводится также на аналоговую шкалу.

**Измерение мощности дозы при кратковременном воздействии излучения (режим "Tvar")**

В режиме **"Tvar"** проводится измерение времени воздействия излучения, а также эффективного и максимального значения мощности дозы во время воздействия.

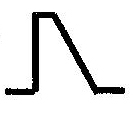
Дозиметр определяет время воздействия как промежуток времени с момента, когда мощность дозы превышает значение 3-5 мкЗв/ч. Время определяется с дискретностью 10 мс.

Эффективное значение мощности дозы рассчитывается из значения дозы, измеренной за время облучения, и измеренного времени воздействия.

При переходе в режим на табло появляется мигающая индикация **"Tvar",** кратковременно высвечивается номер первого поддиапазона измерения "1", а затем вместо него появляется индикация статистической погрешности измеряемого фона. Статистическая погрешность высвечивается до тех пор, пока не установлен номер второго или третьего поддиапазона.

В поддиапазоне "1" дозиметр индицирует фоновое значение мощности дозы, в поддиапазонах "2" и "3" - значение "0".

При появлении кратковременно действующего излучения на табло высвечивается измеренное значение мощности дозы, при этом индикация **"Tvar"** высвечивается постоянно. Во время воздействия излучения появляется индикация "".



При возникновении перегрузки на текущем поддиапазоне появляется индикация "!", что свидетельствует о необходимости перехода на более грубый поддиапазон "2", и повторения измерения. При повторном появлении индикации "!" необходимо перейти на поддиапазон "3".

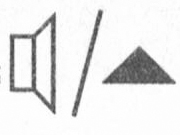
Рабочие значения мощности дозы для поддиапазонов составляют:

-"1"-до 0,99мЗв/ч;

-"2" - от 1,0 до 99 мЗв/ч;

-"3" - более 99 мЗв/ч.

Переход на поддиапазоны "2", "3", "1" осуществляется при кратковременном нажатии кнопки ""



Каждое новое измерение следует проводить только после нажатия кнопки **ПУСК.**

Показания мощности дозы индицируются на табло до нажатия кнопки **ПУСК,** при этом номер поддиапазона остается прежним.

**Измерение дозы**

В процессе измерения мощности дозы автоматически измеряется и доза. Поэтому при переходе в режим измерения дозы "**Д**" на табло индицируется результат этого измерения.

Перейти в режим "**Д**" можно только из режима "**МД**". Для этого необходимо нажать и удерживать до появления двойного звукового сигнала и индикации "**.2.**" кнопку **ПАМЯТЬ РЕЖИМ.** Через 1 с индикация "**.2.**" исчезает, а на табло индицируются текущее значение дозы и указатель "▼" против надписи **Д** на панели дозиметра.

Индикация режимов непрерывного, кратковременно действующего и импульсного излучения такая же, как и при измерении мощности дозы.

При повторном длительном нажатии кнопки **ПАМЯТЬ РЕЖИМ** появляется индикация "**. 1.**", и дозиметр возвращается в режим "**МД**".

**Контрольные вопросы**

1. Назовите принципы, которыми следует руководствоваться при работе с источниками ионизирующего излучения.

2. Что характеризует коэффициент качества излучения?

3. Назовите основные нормативные документы, регламентирующие уровни облучения персонала и населения.

4. Какая категория лиц относится к персоналу группы А?

5. Назовите нормируемые величины облучения персонала группы А в нормальных условиях эксплуатации источников излучения.

6. Назовите основные дозиметрические величины, используемые для характеристики рентгеновского излучения.

7. Назовите область применения и назначения дозиметра ДКС-1123.

8. Назовите основные измеряемые дозиметром ДКС-1123 величины и пределы измерений.

9. Поясните принцип действия дозиметра ДКС-1123 и его конструктивные особенности.

**Задание**

-познакомиться с техническим описанием на дозиметр ДКС-1123;

-включить дозиметр и выполнить манипуляции, необходимые для начала измерений;

-измерить амбиентную дозу фонового излучения в помещении, где установлен рентгеновский аппарат;

-перевести дозиметр в импульсный режим работы. Включить рентгеновский аппарат, установить дозиметр на рабочем месте оператора: разместить измерительную головку на деке стола рядом с клавиатурой, выполнить снимок и зафиксировать показания дозиметра;

-установить фантом 200х200х200 мм Н2О в зону облучения рентгеновского аппарата и повторить измерения;

-записать и объяснить полученные данные.