


**ПРАВИТЕЛЬСТВО МОСКВЫ
ДЕПАРТАМЕНТ ЗДРАВООХРАНЕНИЯ ГОРОДА МОСКВЫ**

СОГЛАСОВАНО

Главный внештатный специалист по
лучевой и инструментальной
диагностике
Департамента здравоохранения
города Москвы



Васильев Ю.А.
«30» октября 2023 г.

РЕКОМЕНДОВАНО

Экспертным советом по науке
Департамента здравоохранения
города Москвы № 42


«07» октября 2023 г.

**ВНЕШНИЙ ДОЗИМЕТРИЧЕСКИЙ АУДИТ РАДИАЦИОННОГО
ВЫХОДА РЕНТГЕНОТЕРАПЕВТИЧЕСКИХ АППАРАТОВ**

Методические рекомендации № 47

Москва
2023

УДК 616-71+53.08

ББК 53.6

В 60

Серия «Лучшие практики лучевой и инструментальной диагностики»

Основана в 2017 году

Организация-разработчик:

Государственное бюджетное учреждение здравоохранения города Москвы «Научно-практический клинический центр диагностики и телемедицинских технологий Департамента здравоохранения города Москвы»

Составители:

Толкачёв К. В. – медицинский физик, эксперт отдела дозиметрического контроля и медицинской физики ГБУЗ «НПКЦ ДиТ ДЗМ»

Шатёнок М. П. – медицинский физик, эксперт отдела дозиметрического контроля и медицинской физики ГБУЗ «НПКЦ ДиТ ДЗМ»

Моисеев А. Н. – канд. физ.-мат. наук, медицинский физик, заведующий отделением медицинской физики ООО «Медскан»

Лантух З. А. – начальник отдела дозиметрического контроля и медицинской физики ГБУЗ «НПКЦ ДиТ ДЗМ»

Дружинина Ю. В. – медицинский физик, эксперт отдела дозиметрического контроля и медицинской физики ГБУЗ «НПКЦ ДиТ ДЗМ», преподаватель кафедры радиационной гигиены имени академика Ф. Г. Кроткова РМАНПО

Солдатов И. В. – начальник испытательной лаборатории ГБУЗ «НПКЦ ДиТ ДЗМ»

Рыжов С. А. – главный внештатный специалист Минздрава России по радиационной гигиене и медицинской физике, вице-президент Ассоциации медицинских физиков России, начальник отдела радиационной безопасности и медицинской физики ФГБУ «НМИЦ ДГОИ им. Дмитрия Рогачева» Минздрава России, научный сотрудник ГБУЗ «НПКЦ ДиТ ДЗМ»

Васильев Ю. А. – канд. мед. наук, главный внештатный специалист по лучевой и инструментальной диагностике ДЗМ, директор ГБУЗ «НПКЦ ДиТ ДЗМ»

В 60 Внешний дозиметрический аудит радиационного выхода рентгенотерапевтических аппаратов: методические рекомендации / сост. К. В. Толкачёв, М. П. Шатёнок, А. Н. Моисеев [и др.] // Серия «Лучшие практики лучевой и инструментальной диагностики». – Вып. – М.: ГБУЗ «НПКЦ ДиТ ДЗМ», 2023. – 40 с.

Рецензенты:

Акопова Наталья Александровна – канд. мед. наук, доцент кафедры радиационной гигиены и радиационной безопасности им. академика Ф. Г. Кроткова, ФГБОУ ДПО РМАНПО Минздрава России

Виноградова Любовь Валерьевна – канд. мед. наук, врач высшей категории, врач-радиолог рентген-терапевтических аппаратов, ГБУЗ «ГКБ им. Д. Д. Плетнёва ДЗМ»

Методические рекомендации предназначены для медицинских физиков, техников-дозиметристов и руководящего состава отделений лучевой терапии. Настоящие методические рекомендации устанавливают порядок проведения внешнего дозиметрического аудита радиационного выхода рентгенотерапевтических аппаратов, включающий методику измерений на всех этапах аудита, требования к оборудованию и ответственному персоналу.

Данные методические рекомендации разработаны в ходе выполнения научно-исследовательской работы «Научное развитие медико-технологических и организационных аспектов обеспечения радиационной безопасности при оказании медицинской помощи»

Данный документ является собственностью Департамента здравоохранения города Москвы, не подлежит тиражированию и распространению без соответствующего разрешения

© Департамент здравоохранения города Москвы, 2023
© ГБУЗ «НПКЦ ДиТ ДЗМ», 2023
© Коллектив авторов, 2023

СОДЕРЖАНИЕ

Нормативные ссылки	5
Обозначения и сокращения.....	6
Введение.....	7
Область применения	9
1. Общие положения	10
1.2. Требования к оборудованию.....	11
1.3. Требования к персоналу	16
2. Описание процесса аудита	17
2.1. Заявка на аудит.....	17
2.2. Планирование процесса.....	17
2.3. Подготовка к аудиту	18
3. Методика измерений.....	19
3.1. Общие положения	19
3.2. Подготовительный этап.....	19
3.3. Дозиметрический этап.....	20
4. Результаты аудита	30
4.1. Сбор статистики и анализ результатов	31
4.2. Уведомление пользователя	31
4.3. Завершение аудита.....	32
Заключение	33
Список использованных источников	34
Приложение А	36
Приложение Б.....	37
Приложение В.....	38
Приложение Г	39

НОРМАТИВНЫЕ ССЫЛКИ

В настоящем документе использованы ссылки на следующие нормативные документы (стандарты):

1. РМГ 78-2005 ГСИ. Излучения ионизирующие и их измерения. Термины и определения.

2. ГОСТ Р МЭК 60050-881-2008. Международный электротехнический словарь. Глава 881. Радиология и радиологическая физика.

3. СанПиН 2.6.1.2523-09 «Нормы радиационной безопасности НРБ-99/2009».

4. ГОСТ Р 57498-2017 «Аппараты рентгеновские терапевтические, работающие в диапазоне анодного напряжения от 10 до 300 кВ. Технические требования для государственных закупок».

5. СанПиН 2.6.1.1192-03 «Гигиенические требования к устройству и эксплуатации рентгеновских кабинетов, аппаратов и проведению рентгенологических исследований».

ОБОЗНАЧЕНИЯ И СОКРАЩЕНИЯ

В настоящем документе применены следующие обозначения и сокращения:

ИК – ионизационная камера

ЛТ – лучевая терапия (радиотерапия)

МЕ – мониторная единица

РТА – рентгенотерапевтический аппарат

МО – медицинская организация

МР – методические рекомендации

ПО – программное обеспечение

РИП – расстояние от источника до поверхности

РФ – Российская Федерация

СПО – слой половинного ослабления

ВВЕДЕНИЕ

Рентгенотерапия – область лучевой терапии, относящаяся к использованию рентгеновского излучения с напряжением генерации от 10 до 300 кВ.

Рентгенотерапия широко применяется для лечения злокачественных новообразований различных нозологий. Близкофокусная рентгенотерапия с напряжением генерации излучения до 100 кВ применяется для лечения опухолевых и неопухолевых заболеваний на поверхности тела пациента – до глубины в несколько миллиметров.

Рентгенотерапия пучками средних энергий с напряжениями генерации от 100 до 300 кВ используется в настоящее время в основном для лечения неопухолевых заболеваний с расположением мишени на глубине до нескольких сантиметров, исключением является ветеринария.

Качественная и безопасная реализация данной методики зависит от различных факторов: корректность работы радиотерапевтического аппарата, точность ввода и расчета исходных данных в консоль аппарата, корректной укладки пациента на аппарате.

Общепринятой мировой практикой контроля качества всего процесса рентгенотерапии на национальном уровне является проведение регулярных внешних независимых дозиметрических аудитов [1-5]. Выявляемые в процессе аудитов ошибки помогают внести соответствующие корректировки в процесс проведения рентгенотерапии и повысить качество лечения [1]. Отсутствие надлежащего контроля за методиками проведения рентгенотерапии может привести к избыточному или недостаточному облучению пациента, повлечь за собой критические осложнения и радиационные аварии.

В 2020 году были выпущены методические рекомендации (МР), регламентирующие процесс внешнего дозиметрического аудита абсолютной калибровки фотонных пучков на медицинских линейных ускорителях электронов (МЛУЭ) и гамма-терапевтических аппаратах (ГТА) [6, 7]. Описанная в них методика позволяет провести только проверку точности подведения дозы в опорных условиях. В настоящее время в Российской Федерации в целом и в Департаменте здравоохранения г. Москвы в частности отсутствуют рекомендации и методические указания по проведению дозиметрического аудита проведения рентгенотерапии.

Настоящие МР регламентируют процесс внешнего дозиметрического аудита радиационного выхода рентгенотерапевтических аппаратов. Конечной целью аудита является повышение качества рентгенотерапии и минимизация риска подведения ошибочной дозы пациентам.

Указанные цели достигаются за счет внедрения стандартизированных процедур проверки с помощью внешних дозиметрических аудитов, определения статистических показателей результатов аудита по различным организациям и принятия корректирующих мероприятий по повышению качества.

ОБЛАСТЬ ПРИМЕНЕНИЯ

Представленные методические рекомендации содержат методические указания и рекомендации по внешнему дозиметрическому аудиту радиационного выхода рентгенотерапевтических пучков. Данные рекомендации применимы в области рентгенотерапевтических пучков в диапазоне напряжения генерации от 10 кВ до 300 кВ.

Методические рекомендации устанавливают порядок планирования, проведения, оформления и анализа результатов аудитов, включая методику измерений, требования к оборудованию и ответственному персоналу. Предназначены для медицинских физиков, техников-дозиметристов, инженеров и руководящего состава отделений радиотерапии, заинтересованных в повышении качества и безопасности процедур.

1. ОБЩИЕ ПОЛОЖЕНИЯ

1. Аудит направлен на повышение качества и безопасности рентгенотерапии онкозаболеваний и доброкачественных поверхностных новообразований.

2. Аудит направлен на проверку рентгенотерапии в диапазоне напряжения генерации от 10 до 300 кВ.

3. Аудиты осуществляются в целях:

- проверки точности подведения абсолютной дозы;
- определения статистических показателей по региону проведения аудита;
- минимизации вероятности подведения ошибочной дозы пациентам.

4. Аудит является внешним, то есть подразумевает выезд компетентных специалистов на объект аудита для проведения необходимых дозиметрических измерений с помощью специализированного оборудования.

5. Аудит является независимым, то есть проводится специалистами, не являющимися сотрудниками аудируемой МО. Для проведения измерений используется дозиметрическое оборудование, не применяемое в рутинном клиническом процессе МО. Данное требование необходимо для исключения возможности переноса ошибок, связанных с неисправностью оборудования и человеческим фактором.

6. Аудит основывается на принципах законности, объективности, профессиональной компетентности.

7. Каждый аудит включает в себя следующие этапы:

- заявка на аудит;
- планирование аудитов;
- подготовка к проведению аудита;
- проведение аудита;
- анализ результатов;
- корректирующие мероприятия;
- подготовка и сдача отчетности.

8. Объектом аудита являются клинические пучки для проведения рентгенотерапии онкозаболеваний и доброкачественных поверхностных новообразований с энергиями в диапазоне напряжения генерации от 10 кВ до 300 кВ.

9. Аудит проводится в отделениях, оснащенных рентгенотерапевтическим оборудованием.

10. Для проведения аудита необходимо:

а) наличие разработанных методических рекомендаций, нормативных документов и стандартов, в соответствии с которыми осуществляется проверка;

б) наличие специально подготовленного персонала для проведения аудита, отвечающего требованиям, изложенным в настоящих МР;

в) наличие комплекта специального дозиметрического оборудования, отвечающего требованиям, изложенным в настоящих МР.

11. Блок-схема процесса аудита представлена в приложении А.

12. Внешний дозиметрический аудит рекомендуется проводить отдельно для каждой комбинации «режим рентгенотерапевтического аппарата и аппликатор» не реже чем один раз в год.

13. Результаты аудитов используются для анализа и принятия дальнейших корректирующих мер по повышению качества оказания медицинских услуг.

1.2. Требования к оборудованию

Требования к средствам измерения и фантомам

Комплект оборудования для проведения внешнего дозиметрического аудита радиационного выхода рентгенотерапевтических аппаратов включает в себя:

1) электрометр клинический универсальный образцового класса для абсолютной дозиметрии радиотерапевтических пучков, ионизационную камеру для мягкого рентгеновского излучения с тонким входным окном;

2) ионизационную камеру малого размера типа Farmer (или эквивалент), набор пластин из водно-эквивалентного пластика, 3;

3) комплект металлических пластин-фильтров для измерения слоя половинного ослабления с высокой чистотой более 99,9 %;

4) набор пластин из тканеэквивалентного пластика;

5) комплект соединительных кабелей для подключения ионизационной камеры.

Требования к вспомогательному оборудованию:

- 1) линейка – точность и цена деления не меньше 1 мм, уровень – точность не хуже 0,1°;
- 2) отвес;
- 3) строительный пузырьковый уровень, точность $\leq 0,5$ мм/м;
- 4) термогигрометр с функцией определения давления с точностью не хуже 1 мм рт. ст.;
- 5) погружной термометр – водонепроницаемость, измерения в комнатном диапазоне температур, точность не хуже 0,1 °С.

Все основное и вспомогательное оборудование подлежит обязательному метрологическому обслуживанию и требует наличия действующего аттестата по поверку. Дозиметрическое оборудование поверяется и калибруется в соответствии с законодательством РФ и с технической документацией фирмы-изготовителя. Требования к техническим параметрам представлены в таблице 1.

Таблица 1 – Требования к функциональным и техническим характеристикам средств измерения и фантомов

№ п.п.	Наименование параметра	Минимальное значение	Максимальное значение	Неизменяемый показатель
1	Клинический электрометр образцового класса для абсолютной дозиметрии терапевтических пучков	-	-	Наличие
1.1	Измерение тока/заряда в электрических единицах, I, q в А, Кл	-	-	Наличие
1.2	Измерение поглощенной дозы в воде, Dw в Гр	-	-	Наличие
1.3	Индикация времени измерения при измерении дозы	-	-	Наличие
1.4	Возможность введения данных для автоматической поправки на температуру и давление	-	-	Наличие
1.5	Минимальный шаг изменения напряжения	-	Не более 1 В	-
1.6	Точность установки напряжения на камере	-	-	± 1 В
1.7	Индикация измеренной величины в дозиметрических или электрических единицах	-	-	Наличие
1.8	Диапазон измеряемых значений дозы	10 мГр	100 Гр	-

Продолжение таблицы 1

№ п.п.	Наименование параметра	Минимальное значение	Максимальное значение	Неизменяемый показатель
1.9	Диапазон измеряемых значений мощности дозы	100 р/мин	1 кГр/мин	-
2	Ионизационная камера типа Farmer (или эквивалент) для абсолютной дозиметрии в радиационной терапии	-	-	Наличие
2.1	Разъём камеры, совместимый с используемым электрометром клиническим универсальным образцового класса	-	-	Наличие
2.2	Наличие у камеры подтвержденных коэффициентов коррекции на качество пучка для протоколов измерений, основанных на поглощенной дозе в воде	-	-	Наличие
2.3	Полная совместимость с используемым электрометром	-	-	Наличие
2.4	Полная водонепроницаемость	-	-	Наличие
2.5	Возможность измерения поглощенной дозы в воде, кермы в воздухе	-	-	Наличие
2.6	Номинальный чувствительный объем полости камеры	0,6 см ³	0,65 см ³	-
2.7	Чувствительность	Не менее 20 нКл/Гр	-	-
2.8	Диапазон энергии фотонов не уже	1,25МэВ	50 МэВ	-
2.9	Свидетельство о первичной поверке с используемым электрометром	-	-	Наличие
2.10	Дополнительное свидетельство о совместной калибровке поставляемого дозиметра и ионизационной камеры по поглощенной дозе в воде в диапазоне качеств пучка рентгеновского излучения 70-280 кВ	-	-	Наличие
3.	Ионизационная камера для мягкого рентгеновского излучения для абсолютной и относительной дозиметрии в радиационной терапии	-	-	Наличие
3.1	Разъём камеры, совместимый с поставляемым электрометром клиническим универсальным образцового класса	-	-	Наличие

Продолжение таблицы 1

№ п.п.	Наименование параметра	Минимальное значение	Максимальное значение	Неизменяемый показатель
3.2	Возможность измерения поглощенной дозы в воде, кермы в воздухе	-	-	Наличие
3.3	Номинальный чувствительный объем	Не менее 0,01 см ³	Не более 0,1 см ³	Номинальный чувствительный объем
3.4	Номинальная чувствительность	Не менее 10 нКл/Гр	-	-
3.5	Толщина входного окна	-	Не более 0,05 мм	
3.6	Калибровочный сертификат на камеру по поглощенной дозе в воде для рентгеновского излучения в диапазоне значений 50 – 150 кВ	-	-	Наличие
4	Малый водный фантом с возможностью сканирования вдоль оси пучка (1D)	-	-	Наличие
4.1	Внешние размеры	300x300x300 мм (длина x ширина x высота)	450x450x450 мм (длина x ширина x высота)	-
4.2	Диапазон перемещения каретки в вертикальном направлении	Не менее 25 см	-	-
4.3	Механизм, перемещающий каретку детектора по оси	-	-	Наличие
4.4	Механизм для вертикального позиционирования и выравнивания бака	-	-	Наличие
4.5	Объем водного бака	25 л	50 л	-
4.6	Материал водного бака	-	-	прозрачный РММА
4.7	Точность позиционирования	Не менее 0,1 мм	-	-
5	Держатель, предназначенный для установки используемой камеры типа Farmer (или эквивалент) на движущийся механизм фантома	-	-	Наличие
6	Катушка с кабелем удлинительным детектор-электрометр, совместимая с используемой ионизационной камерой, длина кабеля	20 м	25 м	-
7	Комплект медных пластин-фильтров в соответствии ГОСТ Р МЭК 60601-1-3-2013 предназначенных для измерения слоя половинного ослабления	-	-	Наличие

Продолжение таблицы 1

№ п.п.	Наименование параметра	Минимальное значение	Максимальное значение	Неизменяемый показатель
7.1	Материал изготовления пластин с указанной чистотой	-	-	Медь 99,9%
7.2	Набор пластин с различной толщиной необходимой для определения слоя половинного ослабления в диапазоне толщин	0,01 мм	10 мм	-
7.3	Эффективная площадь пластин	Не менее 80 x 80 мм ²	-	-
7.4	Максимальное допустимое отклонение толщины пластин от указанной	-	Не более 10%	-
8	Комплект алюминиевых пластин – фильтров (или эквивалент), предназначенных для измерения слоя половинного ослабления	-	-	Наличие
8.1	Материал изготовления пластин с указанной чистотой	-	-	Алюминий 99,5%
8.2	Эффективная площадь пластин	Не менее 80 x 80 мм ²	-	-
8.3	Набор пластин с различной толщиной необходимой для определения слоя половинного ослабления в диапазоне толщин	0,1 мм	2 мм	-
9.	Набор пластин из водно-эквивалентного пластика			
9.1	Материал фантома	-	-	Водно-эквивалентный пластик
9.2	Пластины с различной толщиной для возможности позиционирования пластин-адаптеров с ионизационной камерой с шагом 1 мм подбором комбинации полнотелых пластин	-	-	Наличие
9.3	Суммарная толщина комбинаций комплекта из полнотелых пластин	Не менее 20 см	-	-
9.4	Водно-эквивалентность пластика в диапазоне энергии фотонов с погрешностью определения абсолютной дозы с не более 0,5%	50 кэВ	15000 кэВ	-
9.5	Габариты пластин фантома	-	-	30 см x 30 см (длина x ширина)

1.3. Требования к персоналу

Требования к персоналу, ответственному за проведение внешних дозиметрических аудитов:

1. Требования к образованию и обучению. Аудитор должен иметь высшее образование – магистратура или специалитет по любым техническим направлениям подготовки (специальностям) и опыт работы в отделении радиотерапии в должности: эксперта физика по контролю за источниками ионизирующих и неионизирующих излучений, дозиметриста, медицинского физика, научного сотрудника.

2. Аудитор должен иметь опыт практической работы не менее 5 лет.

3. У аудитора должен быть оформлен допуск к работе с источниками ионизирующих излучений в соответствии с требованиями нормативных документов.

4. Аудитор должен иметь знания в следующих областях:

- иметь четкое представление о технологической цепи лучевой терапии, реализуемой на установленном оборудовании;

- знать радиационно-физические и нерадиационные параметры и характеристики установок, аппаратов, основного и вспомогательного оборудования для терапевтического облучения больных;

- знать технологии контроля параметров и характеристик оборудования и устройств в рамках программ гарантии качества лучевой терапии;

- знать нормативные документы, принципы и технологии профилактики, обнаружения и устранения последствий возможных радиационных аварий в лучевой терапии;

- знать должностные обязанности медицинских работников в медицинских организациях по профилю «Лучевая терапия»;

- знать нормативные правовые акты Российской Федерации в сфере здравоохранения; основы трудового законодательства; правила внутреннего трудового распорядка; правила по охране труда и противопожарной защиты, требования радиационной безопасности.

5. Дополнительные требования к аудитору:

- наличие документа о повышении квалификации по радиационной безопасности;

- наличие индивидуального термолюминесцентного дозиметра;

- наличие прямопоказывающего дозиметра (рекомендовано);

- наличие приказа о допуске к работе как персонал группы «А».

2. ОПИСАНИЕ ПРОЦЕССА АУДИТА

2.1. Заявка на аудит

Первым этапом процесса аудита является получение заполненной заявки на участие от МО. Формы заявок для участия в программе внешнего дозиметрического аудита заблаговременно направляются в отделения радиотерапии. Заполненные заявки адресуются аудиторам для анализа и дальнейшего планирования процесса.

Шаблон заявки на аудит представлен в приложении Б и содержит следующие пункты:

1. Полное наименование медицинской организации, запрашивающей проведение аудита.
2. Ф. И. О., должность, контактная информация лица, заполняющего форму.
3. Дата заполнения.
4. Информация о рентгенотерапевтическом аппарате (производитель, модель, год выпуска, дата установки, серийный номер).
5. Используемые клинические режимы и аппликаторы.
6. Дата и результаты последнего внешнего дозиметрического аудита, если таковой проводился ранее.
7. Удобный период для проведения аудита.

2.2. Планирование процесса

Планирование процесса осуществляется по результатам предварительного анализа объектов аудита с учетом:

- очередности полученных заявок на аудит;
- результатов предыдущих дозиметрических аудитов;
- даты проведения последнего аудита;
- даты производства оборудования;
- географического признака;
- возможности проведения аудита в установленные сроки.

План аудитов формируется на основе анализа приоритетов и может быть скорректирован в любой момент в течение года в зависимости от получаемых заявок, штатных возможностей и другой актуальной информации.

Содержательная часть плана оформляется в виде таблицы, в которой указывается:

1. Полное наименование медицинской организации, в отношении которой планируется проведение внешнего дозиметрического аудита в текущем году.
2. Наименование оборудования и характеристики пучков.
3. Сроки проведения аудитов в хронологическом порядке.

2.3. Подготовка к аудиту

Подготовка к проведению аудита осуществляется в соответствии с планом аудитов и состоит из следующих этапов:

1. Обработка информации, содержащейся в заявке на аудит, с учетом предыдущего опыта участия отделения в аудите.
2. Согласование списка дозиметрического оборудования, необходимого для проведения аудита. Список формируется с учетом оснащения конкретного отделения радиотерапии.
3. Согласование даты и времени визита с ответственным лицом и/или руководителем отделения.

3. МЕТОДИКА ИЗМЕРЕНИЙ

3.1. Общие положения

Определение радиационного выхода при близкофокусной рентгенотерапии и рентгенотерапии пучками средних энергий обычно проводится в референсных условиях в воде или в тканезквивалентном фантоме. Точность определения радиационного выхода является критически важной и проверяется на периодической основе в рамках внутренней программы гарантии качества радиотерапевтического отделения, а также при проведении периодических внешних дозиметрических аудитов [1, 2, 12, 13].

Данная методика позволяет оценить точность подведения абсолютной дозы при рентгенотерапии в условиях, максимально приближенных к клиническим, выявить возможные проблемы в работе радиотерапевтического аппарата до возникновения аварийных ситуаций.

Методика состоит в оценке отклонения предписанной дозы от значения измеренной дозы в опорных условиях. Предписанная доза и необходимое время или количество МЕ определяется при вводе в клиническую эксплуатацию и должны регулярно проверяться медицинским персоналом МО.

Методика измерений состоит из подготовительного этапа, этапа определения слоя половинного ослабления (СПО), этапов определения радиационного выхода для близкофокусной рентгенотерапии с напряжением генерации излучения до 100 кВ и определения радиационного выхода для рентгенотерапии пучками средних энергий с напряжениями генерации от 100 до 300 кВ. Методика измерений основана на рекомендациях [8-10].

3.2. Подготовительный этап

На подготовительном этапе проверяется работоспособность комплекта дозиметрического оборудования согласно инструкции по эксплуатации. Проверяется уровень токов утечки в измерительной цепи дозиметра без и с подключенной ионизационной камерой. Параметры утечки не должны превышать требований эксплуатационной документации.

Перед началом измерений проверяется целостность всех аппликаторов, исправность перемещения и стопоров рентгеновской трубки аппарата, корректность работы всех режимов («прогрев»).

Работа ведется с помощью рабочих листов (приложение В), с возможностью автоматизированного расчета как значения СПО для каждого из режимов, так значений радиационного выхода. В рабочий лист вносится общая информация о месте проведения аудита, оборудовании пользователя и аудитора, необходимые коэффициенты из поверочного сертификата для пучков различных качеств. В рабочий лист также вносится значение предписанной дозы ($D_{пред}$) для каждого режима в соответствии с данными, полученными при вводе рентгенотерапевтического аппарата.

3.3. Дозиметрический этап

3.3.1. Определение слоя половинного ослабления

Измерения СПО пучков излучения проводится в геометрии «узкого пучка». Измерение слоя половинного ослабления необходимо для определения поправочных коэффициентов в дальнейшем, применяемых при измерении радиационного выхода в опорных условиях. Для измерения слоя половинного ослабления перед диафрагмой устанавливаются пластины стандартного материала, уменьшающие мощность воздушной кермы в два раза по сравнению с ее первоначальным значением без поглотителя. При напряжении генерации излучения 100 кВ и менее в качестве стандартного поглотителя используется алюминий, выше 100 кВ – медь. Чистота материала должна составлять 99,9 %. Внешний вид пластин приведен на рисунке 1.



Рисунок 1 – Внешний вид пластин из алюминия

Изменение чувствительности ионизационной камеры в пределах рабочего диапазона для камер, имеющих «ход с жесткостью» в пределах 2 %, возможен контроль уменьшения интенсивности пучка не по воздушной керме, а по ионизационному току [8]. При «ходе с жесткостью» более 2 % необходимо учитывать изменение чувствительности камеры (ее калибровочного коэффициента) при добавлении толщины поглотителя, т. е. организовать итерационный процесс обработки.

Общие требования к проведению измерений:

1. Обеспечить отсутствие поглощающего материала на расстоянии не менее 1 метра позади камеры.

2. Расстояние от источника до камеры должно составлять не менее 50 см. Для пучков высоких энергий (выше 100 кВ) расстояние следует, если возможно, увеличить до 80–100 см.

3. Следует применять единый аппликатор на все доступные режимы. Не следует выбирать тубус с диаметром более 3 см. В то же время линейные размеры аппликатора должны быть больше чувствительного объема камеры.

4. В случае использования расстояния «источник – камера» более 50 см (или аппликаторов короче 20 см) необходимо располагать дополнительные фильтры для измерения СПО посередине между источником и камерой, а также использовать дополнительную диафрагму. Диафрагма представляет собой пластину поглотителя, например свинца,

позволяющую максимально устранять дозу вне проходного отверстия. Само отверстие по диаметру не должно превышать 3 см, для сохранения геометрии «узкого пучка». В случае аппликатора более 20 см (длины, близкой к середине расстояния между источником и камерой) допустимо устанавливать пластины вплотную к аппликатору (рисунок 2).

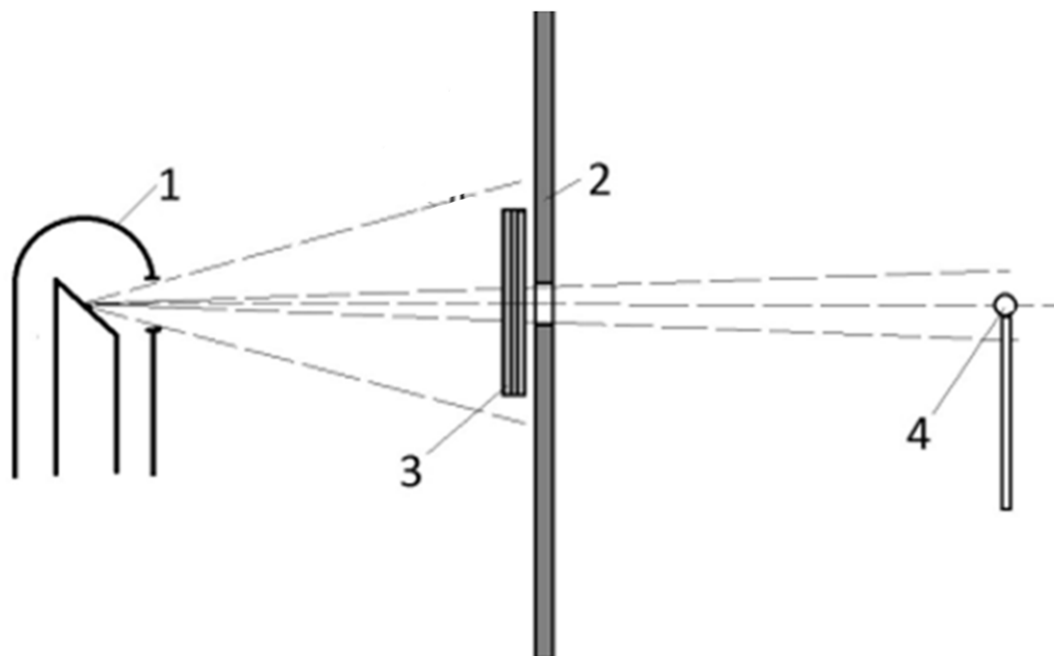


Рисунок 2 – 1 – рентгеновская трубка, 2 – диафрагма, 3 – пластина-поглотитель из стандартного материала, 4 – рабочая ионизационная камера.

Порядок выполнения действий:

1. Установить выбранный аппликатор в держатель модуля излучателя. Аппарат должен быть предварительно прогрет и подготовлен к работе.

2. Установить камеру и держатель пластин СПО, выполняя условия из пунктов А, Б, В и Г. Выбор ионизационной камеры обусловлен характеристиками исследуемых пучков. Для пучков с напряжением генерации до 70 кВ следует использовать плоскопараллельную камеру с тонким входным окном, для напряжения генерации от 70 кВ и выше – камеру типа Farmer.

3. При необходимости проверить положение камеры радиографическим методом (пленка).

4. Убедиться, что электрометр настроен на собирающее напряжение, допустимое для используемой камеры. Подключить камеру к электрометру.

5. Установить электрометр в режим измерения электрических величин (заряда). Пункт актуален только при условии, что колебания отклика камеры в зависимости от энергии исследуемого пучка не превышают 2 %.

6. Прогреть камеру в соответствии с требованиями производителя (указаны в мануале к камере или электрометру).

7. Выполнить серию измерений заряда с минимальным временем экспозиции 3 минуты без использования дополнительной фильтрации с помощью поглощающих пластин.

8. Установить в держатель первую пластину СПО. Для напряжения генерации до 150 кВ следует использовать алюминий, от 150 и выше – медь. В случае если неизвестно даже примерное значение СПО для исследуемого режима, нужно последовательно наращивать суммарную толщину поглотителя начиная с самых тонких пластин.

9. Снять показания камеры с аналогичным пункту 7 временем измерения. При проведении серий измерений следует руководствоваться принципами, описанными в пункте 7.

10. После набора достаточной для ослабления излучения в два раза толщины поглотителя необходимо рассчитать точное значение СПО для данного режима путем интерполяции.

11. Полученное значение занести в рабочий лист для каждой комбинации «режим + аппликатор».

3.3.2. Определения радиационного выхода для близкофокусной рентгенотерапии с напряжением генерации излучения до 100 кВ

Данная методика предназначена для проведения измерений радиационного выхода в пучках рентгеновского излучения со слоем половинного ослабления до 3 мм и напряжения до 100 кВ [8].

Плоскопараллельная ионизационная камера с тонким входным окном используется для измерений в указанном диапазоне энергий и качеств (камера с энергетической зависимостью не более 2 % в указанном диапазоне).

Так как используемая ИК – водонепроницаема, необходимо использовать твердотельный фантом. Толщина фантома должна превосходить 5 г/см^2 вдоль оси пучка, а в боковых направлениях

превосходить размеры пучка, гарантируя его выход только через заднюю поверхность фантома (рисунок 3).

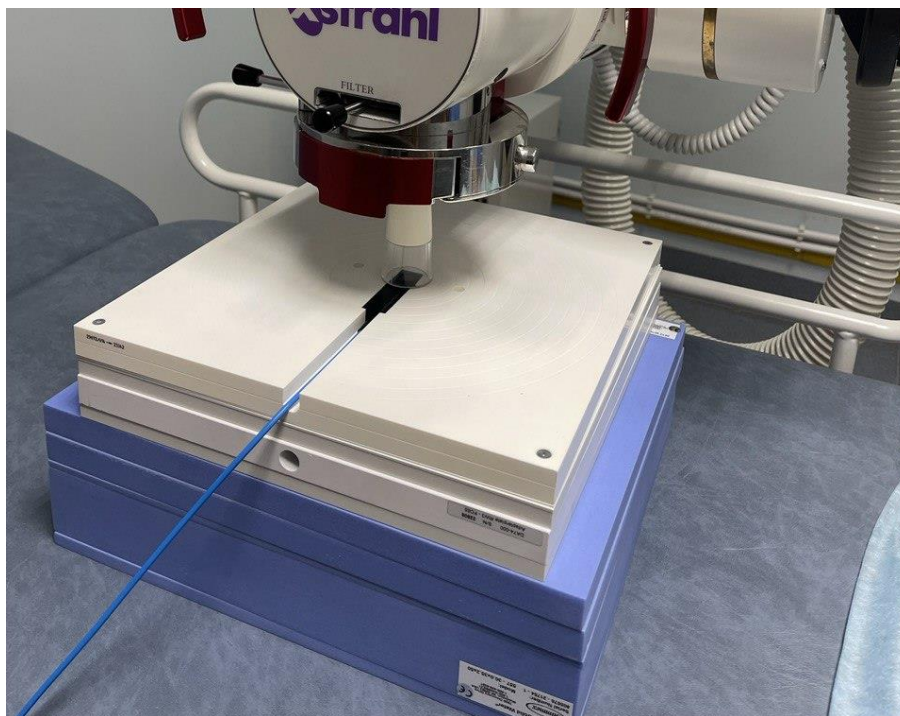


Рисунок 3 – Общая схема проведения измерений с помощью плоскопараллельной ИК в твердотельном тканеэквивалентном фантоме

Полиэтиленовые пленки необходимо использовать для предотвращения поглощения вторичных электронов, имеющих недостаточную энергию для формирования биологического ответа в тканях, но достаточную для попадания в рабочую полость камеры (справедливо для пучков с энергией 60-100 кВ и только для плоскопараллельной камеры) [8].

Последовательность действий:

«Прогреть» аппарат в соответствии с руководством пользователя.

Подготовить электрометр к работе. Удостовериться, что собирающее напряжение, установленное на электрометре, не превышает допустимых для данной камеры значений.

Установить камеру в твердотельном фантоме таким образом, чтобы окно камеры находилось вровень с поверхностью фантома. Убедиться, что толщина материала под камерой соответствует требованиям протокола.

Подключить камеру к электрометру.

Подать излучение на камеру в течение достаточного для ее прогрева времени (в соответствии с рекомендациями производителя

камеры). Аппликатор – любой, при использовании которого рабочая полость камеры попадает в пучок.

Установить референсный аппликатор, равный по размеру калибровочному полю, использованному в лаборатории, либо, в отсутствии такового, следующий по размеру (ближайший большего диаметра).

Установить аппликатор срезом вплотную к поверхности фантома таким образом, чтобы между краем аппликатора и фантомом не было воздушных зазоров, и чтобы центр измерительной полости (окна камеры) был соосен аппликатору. При необходимости (диапазон энергий 60–100 кВ) положить поверх камеры полиэтиленовую пленку таким образом, чтобы она надежно перекрывала входное окно детектора.

Выбрать режим аппарата, для которого необходимо провести измерение радиационного выхода.

Провести серию измерений с фиксированным временем экспозиции. Требования к количеству измерений указаны в главе «Измерение слоя половинного ослабления».

Вычислить среднее значение заряда по серии измерений.

Получить скорректированные показания электрометра M_Q по формуле (1):

$$M_Q = MK_{pol}K_{elec}K_{TP} \text{ [Кл]} \quad (1)$$

где M – некорректированные показания электрометра в Кл, K_{pol} – поправка на эффект поляризации камеры, K_{elec} – калибровочный коэффициент электрометра (если необходимо), K_{TP} – поправка на температуру и давление окружающей среды.

Получить значение поправочного коэффициента k_{Q,Q_0} , учитывающего разницу между референсным качеством и качеством пользователя по формуле (2):

$$k_{Q,Q_0} = \frac{N_{D,w,Q}}{N_{D,w,Q_0}} \quad (2)$$

где $N_{D,w,Q}$ – калибровочный коэффициент, соответствующий качеству пучка пользователя, N_{D,w,Q_0} – коэффициент пучка с референсным качеством. Как правило, референсные условия указаны в сертификате, в противном случае пользователю следует самостоятельно выбрать

стандартный коэффициент, примерно в середине предоставленного диапазона или интерполяцией.

Также поправочный коэффициент может быть указан в калибровочном сертификате. Однако маловероятно, что калибровочный коэффициент (или поправочный k) будет предоставлен для качества излучения, полностью соответствующего такому у пользователя. В этом случае необходимо, установив качество (СПО) пучка пользователя, интерполировать по этому параметру соответствующий коэффициент.

В рабочем листе рассчитать значение поглощенной дозы $D_{w,Q}$ по следующей формуле (3):

$$D_{w,Q} = M_Q N_{D,w,Q_0} k_{Q,Q_0} \text{ [Гр]} \quad (3)$$

Определить дозу на поверхности фантома для всех основных аппликаторов, планируемых к применению с этим режимом для всех комбинаций напряжений и дополнительного фильтра.

3.3.3. Определение радиационного выхода для рентгенотерапии пучками средних энергий с напряжениями генерации от 100 до 300 кВ

Данная часть методики представляет собой рекомендации по измерению радиационных характеристик пучков рентгеновского излучения, генерируемых с напряжением рентгеновской трубки более 100 кВ и качеством излучения более 2 мм Al при помощи камер, калиброванных в единицах поглощенной дозы в воде (см. рисунок 4).

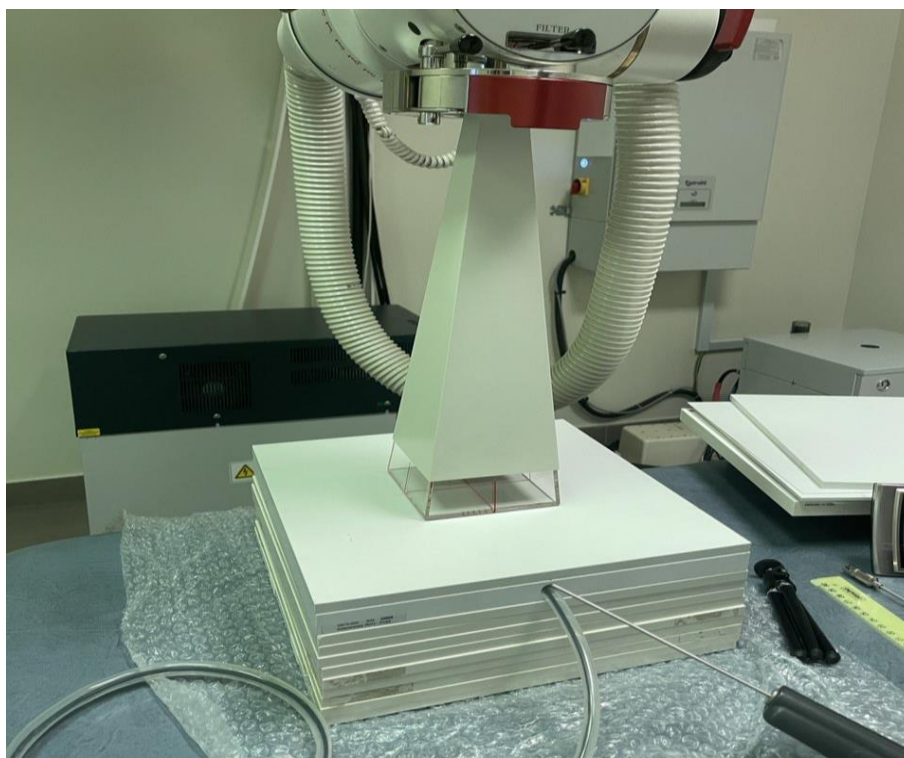


Рисунок 4 – Общая схема для измерения радиационного выхода для пучков средних энергий с напряжениями генерации от 100 до 300 кВ

Для измерений в диапазоне средних энергий рекомендуется использовать только цилиндрические ионизационные камеры объемом $0,1 \div 1,0 \text{ см}^3$. Как правило, эффективная точка цилиндрической камеры находится на оси камеры в центре чувствительного объема. Эта точка должна быть помещена на референсную глубину (2 г/см^2 в рамках данной методики).

Возможно использование как водного фантома, так и тканеэквивалентного пластика в качестве среды измерений. Фантом должен быть больше, по крайней мере, на 5 см с каждой из 4 сторон самого большого размера поля (размер поля определяется на глубине измерения). Также необходимо обеспечить не менее 10 см рассеивающего материала с плотностью не менее 10 г/см^2 за максимальной глубиной измерения.

Последовательность действий:

Прогреть аппарат в соответствии с руководством пользователя.

Подготовить электрометр к работе. Удостовериться, что собирающее напряжение, установленное на электрометре, не превышает допустимых для данной камеры значений.

Установить камеру в фантоме таким образом, чтобы эффективная точка камеры находилась на глубине 2 г/см². Убедиться, что толщина материала под камерой соответствует требованиям протокола.

Подключить камеру к электрометру.

Подать излучение на камеру в течение достаточного для ее прогрева времени (в соответствии с рекомендациями производителя камеры). Аппликатор – любой, при использовании которого рабочая полость камеры попадает в пучок.

Установить референсный аппликатор, равный по размеру калибровочному полю, использованному в лаборатории, либо, в отсутствии такового, следующий (ближайший большего диаметра) по размеру.

Установить аппликатор срезом вплотную к поверхности фантома таким образом, чтобы между краем аппликатора и фантомом не было воздушных зазоров, и чтобы центр измерительной полости (окна камеры) был соосен аппликатору.

Выбрать режим аппарата, для которого необходимо провести измерение радиационного выхода.

Провести серию измерений с фиксированным временем экспозиции. Требования к количеству измерений указаны в главе «Измерение слоя половинного ослабления».

Вычислить среднее значение заряда по серии измерений.

Получить скорректированные показания электрометра M_Q по формуле (1).

Получить значение поправочного коэффициента k_{Q,Q_0} , учитывающего разницу между референсным качеством и качеством пользователя по формуле (2).

Как правило, референсные условия указаны в сертификате, в противном случае пользователю следует самостоятельно выбрать стандартный коэффициент, примерно в середине предоставленного диапазона.

Также поправочный коэффициент может быть указан в калибровочном сертификате. Однако маловероятно, что калибровочный коэффициент (или поправочный k) будет предоставлен для качества излучения, полностью соответствующего таковому у пользователя. В этом случае необходимо, установив качество (СПО) пучка пользователя, интерполировать по этому параметру соответствующий коэффициент.

В рабочем листе рассчитать значение поглощенной дозы $D_{w,Q}$ по формуле (3) и занести в графу ($D_{изм}$).

Определить дозу на глубине 2 г/см² фантома для всех основных аппликаторов, планируемых к применению с этим режимом для комбинаций напряжений и дополнительного фильтра.

4. РЕЗУЛЬТАТЫ АУДИТА

Результат аудита определяется путем расчета процентного отклонения (Δ) измеренной дозы ($D_{изм}$) от предписанной дозы ($D_{предп}$) для каждого выбранного режима и для каждого аппликатора.

Рабочий лист (приложение В) выполняется расчет процентного отклонения при условии заполненных граф «Предписанная доза» и «Измеренная доза». Процентное отклонение Δ рассчитывается в соответствии с формулой (4).

Неопределенность результата аудита рассчитывается в соответствии с рекомендациями [11-13], она включает неопределенность калибровки ионизационной камеры в поверочной лаборатории и неопределенность измерений в рабочем пучке. Данное значение зависит от конкретного комплекта дозиметрического оборудования и условий проведения измерений. Максимальный вклад в это значение вносит неопределенность калибровочного коэффициента ИК $N_{D,w}$.

Критерии прохождения аудита представлены в таблице 2.

Формула 4. Расчет процентного отклонения измеренной дозы на аппарате от предписанной дозы:

$$\Delta = ((D_{предп} - D_{изм}) \times 100\%) / D_{предп} \quad (4)$$

Таблица 2 – Общие критерии прохождения аудита

Результат	Уровень вмешательства	Отклонение Δ , %
Аудит пройден	1. Оптимальный	≤ 5
	2. Требуется вмешательство (лечение безопасно, качество лечения может быть выше)	> 5 и ≤ 7
Аудит не пройден, допустимый уровень превышен	3. Требуется вмешательство (лечение не безопасно)	> 7

Аудит считается пройденным, если значение Δ не превышает 7 %, однако уровень в пределах 5 % считается оптимальным. Попадание в диапазон от 5 до 7 % говорит о том, что требуется вмешательство со стороны персонала медицинской организации для более точной настройки оборудования, при этом данное отклонение не сказывается на безопасности лечения, а отражается только на его качестве. Допустимый уровень

считается превышенным, если отклонение составляет более 7 %. В таком случае аудит не считается пройденным и продолжение лечения является небезопасным, требуется срочное вмешательство для устранения проблемы. Уровни вмешательства установлены исходя из статической неопределенности средств и методов измерения.

Критерием для запроса повторного аудита является полученное значение процентного отклонения Δ более 7 %. В таком случае отправляется запрос на повторный аудит и расследуется причина отклонения.

4.1. Сбор статистики и анализ результатов

По завершении визита аудиторской группы в клинику проводится обработка рабочих листов. Необходимая информация из рабочих листов, а также заявок на аудит вносится в электронную базу данных для дальнейшей возможности обработки статистики. База данных результатов аудита анализируется с необходимой периодичностью.

Определяются основные статистические показатели, такие как: количество медицинских организаций, принявших участие в аудите за рассматриваемый период; общее количество проверенных комбинаций «режим радиотерапевтического аппарата и аппликатор»; распределение комбинаций по энергиям; общее количество и процент пройденных аудитов; распределение результатов по энергиям, географическому признаку; распределение количества комбинаций по диапазонам отклонений. Полученные результаты сравниваются с результатами за предыдущие периоды. Проводится определение общего тренда и анализ причин расхождений.

4.2. Уведомление пользователя

После проведения анализа результатов аудита формируется уведомление пользователя (приложение Г) и направляется в медицинское учреждение.

Уведомление пользователя представляет собой документ, содержащий информацию о результатах пройденного аудита.

В уведомлении указывается процентное отклонение измеренной дозы от предписанной дозы для каждой энергии и для каждого выбранного аппликатора. Также в зависимости от результата аудита приводится

необходимый уровень вмешательства. При необходимости в уведомление вносятся соответствующие комментарии и рекомендации.

4.3. Завершение аудита

По итогам проведенных аудитов выполняется обобщающий анализ. Результаты включаются в общий отчет за установленный отчетный период.

Отчет содержит следующую информацию:

- общее количество заявок;
- общее количество участников аудита (МО);
- общее количество проведенных аудитов;
- процент комбинаций «режим рентгенотерапевтического аппарата и аппликатор», прошедших аудит.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Настоящие методические рекомендации являются руководством для реализации процесса внешнего дозиметрического аудита радиационного выхода рентгенотерапевтических пучков.

Изложенные в них поэтапные действия позволят провести проверку точности подведения абсолютной дозы на рентгенотерапевтических аппаратах, выявить возможные ошибки и проблемы в работе оборудования.

Проведение анализа результатов аудита и определение основных статистических показателей позволит сделать вывод об общем качестве оказываемых медицинских услуг в области рентгенотерапии и при необходимости принять корректирующие меры.

СПИСОК ИСПОЛЬЗОВАННЫХ ИСТОЧНИКОВ

1. Clark C. H., Jornet N., Muren L. P. The role of dosimetry audit in achieving high quality radiotherapy // *Physics and Imaging in Radiation Oncology*. 2018. Vol. 5. P. 85–87. URL: [https://phiro.science/article/S2405-6316\(18\)30026-5/fulltext](https://phiro.science/article/S2405-6316(18)30026-5/fulltext) (дата обращения: 18.06.2023).
2. Williams I., Kenny J., Lye J., et al. The Australian Clinical Dosimetry Service: a commentary on the first 18 months // *Australas Phys Eng Sci Med*. 2012. Vol. 35. P. 407–411. DOI: 10.1007/s13246-012-0161-1.
3. Dosimetry Audits in Greek Radiotherapy Centers: EEAE’s 15 years’ experience and contribution – Summary Report. URL: https://eeae.gr/files/anakoinoseis/reports/Dosimetry_Audit_Report.pdf (дата обращения: 28.06.2023).
4. Setting up a Dosimetry Audit Centre: Infrastructure and Resources, Report of a Consultants’ Meeting, 28 November – 2 December 2016, IAEA, Vienna, SSDL Newsletter, No. 66, June 2017.
5. INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, National Networks for Radiotherapy Dosimetry Audits, IAEA Human Health Reports No. 18, IAEA, Vienna (2023).
6. Внешний дозиметрический аудит абсолютной калибровки клинических пучков гамма-излучения аппаратов дистанционной радиотерапии гамма-излучением: методические рекомендации / сост. М. П. Шатёнок, А. Н. Моисеев, К. В. Толкачёв [и др.] // Серия «Лучшие практики лучевой и инструментальной диагностики». Вып. 84. М. : ГБУЗ «НПКЦ ДиТ ДЗМ», 2020. 32 с.
7. Внешний дозиметрический аудит абсолютной калибровки клинических пучков гамма-излучения аппаратов дистанционной радиотерапии гамма-излучением: методические рекомендации / сост. М. П. Шатёнок, А. Н. Моисеев, К. В. Толкачёв [и др.] // Серия «Лучшие практики лучевой и инструментальной диагностики». Вып. 84. М. : ГБУЗ «НПКЦ ДиТ ДЗМ», 2020. 32 с.
8. Определение поглощенной дозы при дистанционной лучевой терапии: Международные практические рекомендации по дозиметрии, основанные на эталонах единицы поглощенной дозы в воде / рус. версия; пер. С. М. Ватницкого // Серия технических докладов. № 398. Вена: МАГАТЭ, 2004. URL: https://www-pub.iaea.org/mtcd/publications/pdf/trs398r_web.pdf (дата обращения: 15.06.2023).

9. Измерение дозиметрических параметров рентгенотерапевтических аппаратов с напряжением генерации пучков рентгеновского излучения от 10 до 300 кВ : методические рекомендации / сост. А. Ю. Смыслов, В. В. Захаров, Е. С. Сухих. Томск : Издательство Томского государственного университета, 2023. 60 с.

10. Васильев В. Н., Смыслов А. Ю., Коконцев А. А. Сравнительный анализ протоколов абсолютной калибровки рентгенотерапевтических пучков низких и средних энергий // Медицинская физика. 2021. № 4. С. 29–45.

11. Accuracy Requirements and Uncertainties in Radiotherapy // IAEA. Human health series. 2016. No. 31. URL: <https://www-pub.iaea.org/MTCD/Publications/PDF/P1679HH31web.pdf> (дата обращения: 16.06.2023).

12. ГОСТ 34100.3-2017/ISO/IEC Guide 98-3:2008 «Неопределенность измерения. Часть 3. Руководство по выражению неопределенности измерения», 2017.

13. JCGM GUM-6:2020, Guide to the expression of uncertainty in measurement — Part 6: Developing and using measurement models, 2020.

БЛОК-СХЕМА ПРОЦЕССА АУДИТА



ЗАЯВКА

**на участие во внешнем дозиметрическом аудите радиационного выхода
рентгенотерапевтических аппаратов**

1. Общие данные		
Полное наименование медицинской организации		
Сокращенное наименование медицинской организации		
ФИО		
Должность		
Контактный номер телефона		
E-mail		
Дата заполнения заявки (ДД.ММ.ГГГГ)		
2. Рентгенотерапевтический аппарат		
Модель		
Год выпуска		
Год установки		
Серийный номер		
3. Клинический режим	Пучок 1	Пучок ...
Энергия, кВ		
СПО, мм Al или Cu		
4. Участие в дозиметрических аудитах		
Дата последнего внешнего дозиметрического аудита (ДД.ММ.ГГГГ)		
Результат последнего внешнего дозиметрического аудита		
Тип аудита		
Организатор		
5. Удобный период для проведения аудита		
Комментарий		

Приложение В

Рабочий лист для определения радиационного выхода рентгенотерапевтических аппаратов

Название организации:

Аппарат:

Модель и серийный номер электрметра:

Дата:

T, °C:

P, кПа:

Ионизационная камера:

N_{dw}, Гр/С:

Используемый фантом:

РИП, см:

Аппликатор	Режим, кВ	Ток, мА	Фильтр, мм Al/Cu	ME _{расч./t_{расч.}}	P (кПа)	t(°C)	K _{TP}	M1+, нК	M2+, нК	M3+, нК	M+, нК	M-, нК	K _{pol}	СПО, мм	kQ	Д изм, Гр	Д пред., Гр	%

ШАБЛОН УВЕДОМЛЕНИЯ ПОЛЬЗОВАТЕЛЯ О РЕЗУЛЬТАТАХ ПРОЙДЕННОГО АУДИТА

Результаты внешнего дозиметрического аудита радиационного выхода рентгенотерапевтических аппаратов

Дата проведения аудита:

Аудит провели:

Медицинская организация:

Радиотерапевтический аппарат:

№	Пучок	Модель аппарата	Серийный номер	Заданная доза, Гр	Измеренная доза, Гр	U, Гр *	Расширенная неопределенность, %	Отклонение Δ, % **

* Процентное отклонение измеренной дозы на рентгенотерапевтическом аппарате от заданной дозы;

** Расширенная неопределенность (k=2).

$\Delta \leq 5\%$ – Аудит пройден, отклонение в пределах нормы

$5\% < \Delta \leq 7\%$ – Аудит пройден, требуется дополнительная настройка параметров оборудования для повышения качества лечения

$\Delta > 7\%$ – Аудит не пройден, продолжение лечения может быть небезопасным, требуется срочное вмешательство для устранения проблемы.

Результат аудита:

- Аудит пройден, отклонение в пределах нормы.
- Аудит пройден, требуется дополнительная настройка параметров оборудования для повышения качества лечения.
- Аудит не пройден, продолжение лечения может быть небезопасным, требуется срочное вмешательство для устранения проблемы. Рекомендовано прохождение повторного аудита.

(Нужное подчеркнуть)

Комментарии и рекомендации:

Серия «Лучшие практики лучевой и инструментальной диагностики»

Выпуск ...

Составители:

Толкачёв Кирилл Владимирович

Шатёнок Мария Петровна

Моисеев Алексей Николаевич

Лантух Зоя Александровна

Дружинина Юлия Владимировна

Солдатов Илья Владимирович

Рыжов Сергей Анатольевич

Васильев Юрий Александрович

**ВНЕШНИЙ ДОЗИМЕТРИЧЕСКИЙ АУДИТ РАДИАЦИОННОГО ВЫХОДА
РЕНТГЕНОТЕРАПЕВТИЧЕСКИХ АППАРАТОВ**

Методические рекомендации

Отдел координации научной деятельности ГБУЗ «НПКЦ ДиТ ДЗМ»

ГБУЗ «НПКЦ ДиТ ДЗМ»

127051, г. Москва, ул. Петровка, д. 24, стр. 1