

ГБУЗ «НАУЧНО-ПРАКТИЧЕСКИЙ КЛИНИЧЕСКИЙ ЦЕНТР ДИАГНОСТИКИ И
ТЕЛЕМЕДИЦИНСКИХ ТЕХНОЛОГИЙ ДЕПАРТАМЕНТА ЗДРАВООХРАНЕНИЯ
ГОРОДА МОСКВЫ»

ЛУЧШИЕ ПРАКТИКИ ЛУЧЕВОЙ И ИНСТРУМЕНТАЛЬНОЙ ДИАГНОСТИКИ



МЕТОДИКА КОНТРОЛЯ ОСНОВНЫХ ЭЛЕКТРИЧЕСКИХ И РАДИАЦИОННЫХ ХАРАКТЕРИСТИК РЕНТГЕНОВСКИХ КОМПЬЮТЕРНЫХ ТОМОГРАФОВ В РЕЖИМЕ КЛИНИЧЕСКОГО ИСПОЛЬЗОВАНИЯ ОБОРУДОВАНИЯ

Москва
2021



РАДИОЛОГИЯ МОСКВЫ
ДИАГНОСТИКА БУДУЩЕГО

**ПРАВИТЕЛЬСТВО МОСКВЫ
ДЕПАРТАМЕНТ ЗДРАВООХРАНЕНИЯ ГОРОДА МОСКВЫ**

СОГЛАСОВАНО

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

С.П. Морозов

«16» апреля 2021 г.

УТВЕРЖДЕНО

Экспертным советом по науке
Департамента здравоохранения
города Москвы № 2

«24» апреля 2021 г.



**МЕТОДИКА КОНТРОЛЯ ОСНОВНЫХ ЭЛЕКТРИЧЕСКИХ
И РАДИАЦИОННЫХ ХАРАКТЕРИСТИК РЕНТГЕНОВСКИХ
КОМПЬЮТЕРНЫХ ТОМОГРАФОВ В РЕЖИМЕ
КЛИНИЧЕСКОГО ИСПОЛЬЗОВАНИЯ ОБОРУДОВАНИЯ**

Методические рекомендации № 10

Москва
2021

УДК 615.84+616-073.75

ББК 53.6

М 54

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:

Зеликман М. И. – д.т.н., профессор кафедры биомедицинских технических систем МГТУ им. Н.Э. Баумана

Кручинин С. А. – к.т.н., научный сотрудник сектора клинических и технических испытаний отдела инновационных технологий ГБУЗ «НПКЦ ДиТ ДЗМ»

Морозов С. П. – д.м.н., профессор, главный внештатный специалист по лучевой и инструментальной диагностике ДЗМ и Минздрава России по ЦФО РФ, директор ГБУЗ «НПКЦ ДиТ ДЗМ»

М 54 Методика контроля основных электрических и радиационных характеристик рентгеновских компьютерных томографов в режиме клинического использования оборудования : методические рекомендации / М. И. Зеликман, С. А. Кручинин, С. П. Морозов // Серия «Лучшие практики лучевой и инструментальной диагностики». – Вып. 95. – М.: ГБУЗ «НПКЦ ДиТ ДЗМ», 2020. – 44 с.

Рецензенты:

Степанченко Андрей Петрович – к.м.н., заведующий рентгеновским отделением ГБУЗ «ГКБ им. С. С. Юдина ДЗМ»

Логонова Светлана Вадимовна – к.ф.м.н., доцент кафедры радиационной гигиены имени академика Ф. Г. Кроткова ФГБОУ ДПО «Российская медицинская академия непрерывного профессионального образования»

Методические рекомендации знакомят с ультразвуковым доплеровским мерцающим артефактом, рассказывают про основные особенности его применения для выявления твердых включений при ультразвуковом исследовании (мочевых камней, кальцинатов и т.п.). Рекомендации предназначены для врачей ультразвуковой диагностики, врачей-нефрологов.

Методические рекомендации разработаны в ходе выполнения научно-исследовательской работы «Жизненный цикл ресурсов лучевой диагностики и терапии: качество, безопасность, прогнозирование»

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

© Департамент здравоохранения города Москвы, 2021

© ГБУЗ «НПКЦ ДиТ ДЗМ», 2021

© Коллектив авторов, 2021

ISSN 2618-7124

СОДЕРЖАНИЕ

Нормативные ссылки.....	5
Определения.....	6
Обозначения и сокращения.....	8
Введение.....	9
1. Основания для разработки методики неинвазивного контроля электрических и радиационных характеристик РКТ.....	10
2. Определение основных электрических и радиационных характеристик РКТ при неполном перекрытии области чувствительных элементов измерительного прибора.....	13
2.1. Определение уровня дозы облучения.....	13
2.2. Определение величины анодного напряжения и длительности экспозиции.....	14
2.3. Определение СПО и суммарной фильтрации.....	15
3. Влияние хил-эффекта и расположенного на выходе излучателя РКТ профилированного фильтра на результаты измерений.....	17
4. Методы измерения электрических и радиационных характеристик РКТ.....	19
4.1. Измерение электрических и радиационных характеристик РКТ при расположении измерительного прибора на столе пациента.....	20
4.2. Измерение электрических и радиационных характеристик РКТ при расположении измерительного прибора внутри апертуры на внутренней поверхности гентри.....	22
5. Контроль основных электрических и радиационных характеристик РКТ.....	25
5.1. Условия проведения испытаний.....	25
5.2. Контроль величины анодного напряжения.....	25
5.3. Контроль формы кривой и уровня пульсаций анодного напряжения.....	27
5.4. Контроль длительности экспозиции.....	28

5.5. Контроль СПО и общей фильтрации рентгеновского пучка.....	28
5.6. Контроль линейности и постоянства (воспроизводимости) дозы излучения.....	29
5.7. Контроль линейности и постоянства (воспроизводимости) дозы излучения с использованием датчика для оценки CTDI.....	31
5.8. Контроль CTDI с использованием цилиндрических тест-объектов.....	32
6. Оценка неопределенности измерений электрических и радиационных параметров РКТ.....	34
Заключение.....	38
Список использованных источников.....	39
Приложение А.....	41

НОРМАТИВНЫЕ ССЫЛКИ

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

1. ГОСТ 26140-84. Аппараты рентгеновские медицинские. Общие технические условия. 1984.

2. ГОСТ Р МЭК 61223-2-6-2001. Оценка и контроль эксплуатационных параметров рентгеновской аппаратуры в отделениях (кабинетах) рентгенодиагностики. Ч. 2–6. Испытания на постоянство параметров. Аппараты для рентгеновской компьютерной томографии. 2001.

3. ГОСТ Р МЭК 61223-3-5-2008. Оценка и контроль эксплуатационных параметров в отделениях лучевой диагностики. Ч. 3–5. Приемочные испытания. Оценка эксплуатационных характеристик рентгеновской аппаратуры для компьютерной томографии. 2008.

4. ГОСТ Р МЭК 60601-2-44-2013. Изделия медицинские электрические. Ч. 2–44. Частные требования безопасности с учетом основных функциональных характеристик к рентгеновским компьютерным томографам. 2013.

5. ГОСТ Р МЭК 60601-1-3-2013. Изделия медицинские электрические. Ч. 1–3. Общие требования безопасности с учетом основных функциональных характеристик. Дополнительный стандарт. Защита от излучения в диагностических рентгеновских аппаратах. 2013.

6. ГОСТ Р 8.736-2011 ГСИ. Измерения прямые многократные. Методы обработки результатов измерений. Основные положения. 2011.

7. Санитарные правила и нормы «Гигиенические требования к устройству и эксплуатации рентгеновских аппаратов и проведению рентгенологических исследований. СанПиН 2.6.1.1192-03». Роспотребнадзор, 2003.

8. Технический паспорт на рентгеновский диагностический кабинет. Минздрав России, 2002.

ОПРЕДЕЛЕНИЯ

В настоящем документе используются следующие термины:

1. **Аксиальное сканирование** – процесс регистрации проекций исследуемого объекта (в интересах дальнейшей реконструкции изображений), при котором излучатель рентгеновского компьютерного томографа совершает вращение, а стол пациента находится в неподвижном состоянии.

2. **Апертура гентри** – проем округлой формы в гентри рентгеновского компьютерного томографа, в котором располагают объект исследования.

3. **Изоцентр апертуры гентри** – центральная точка апертуры гентри.

4. **Качество излучения** – тип рентгеновского излучения, характеризующийся своим энергетическим составом. Качество излучения определяется характеристиками анода рентгеновской трубки (материал и угол скоса), величиной анодного напряжения (с учетом уровня пульсаций) и общей фильтрацией.

5. **Консоль оператора (пульт оператора)** – аппаратно-программный комплекс, обеспечивающий управление параметрами и характеристиками рентгеновского компьютерного томографа, а также регистрацию и обработку полученной в результате исследования информации.

6. **Неопределенность измерений** – неотрицательный параметр, характеризующий разброс результата измерения.

7. **Ось z** – пространственная ось, перпендикулярная плоскости томографии и проходящая через изоцентр апертуры гентри. Начало оси z совпадает с изоцентром апертуры гентри.

8. **Параметры съемки** – минимально необходимый для измерения характеристик рентгеновского компьютерного томографа набор параметров сканирования.

9. **Плоскость томографии** – плоскость, проходящая через фокус рентгеновской трубки, изоцентр апертуры гентри и центральный ряд детекторов.

10. **Профилированный фильтр («bow-tie»)** – фильтр, устанавливаемый на выходе излучателя рентгеновского компьютерного томографа, существенно ослабляющий излучение на периферии рентгеновского пучка и значительно меньше в его центре.

11. **Режим топограммы** – режим работы рентгеновского компьютерного томографа, предназначенный для получения топограммы.

12. **Рентгеновский излучатель** – устройство, генерирующее рентгеновское излучение. Основным функциональным элементом рентгеновского излучателя является рентгеновская трубка.

13. **Рентгеновское питающее устройство** – совокупность устройств преобразования исходного трехфазного напряжения промышленной частоты

в квазипостоянный высоковольтный сигнал, обеспечивающий разность потенциалов между анодом и катодом рентгеновской трубки.

14. **Сагиттальная плоскость** – вертикальная плоскость, перпендикулярная плоскости томографии и проходящая через ось z.

15. **Спиральное сканирование** – процесс регистрации проекций исследуемого объекта (в интересах дальнейшей реконструкции изображений), при котором одновременно происходит вращение излучателя рентгеновского компьютерного томографа и перемещение стола пациента.

16. **Топограмма (сканограмма)** – обзорный снимок, на основании которого осуществляют разметку области интереса, подлежащей аксиальному или спиральному сканированию.

17. **Хил эффект («heel effect»)** – эффект поглощения рентгеновских квантов в веществе анода рентгеновской трубки. Вследствие данного эффекта интенсивность излучения вдоль линии, соединяющей анод и катод рентгеновской трубки, увеличивается по мере удаления от анода.

18. **Центральная ось** – прямая, проходящая через фокус рентгеновской трубки и изоцентр апертуры гентри.

19. **Чувствительный элемент датчика (прибора)** – элемент (узел) датчика, преобразующий рентгеновское излучение в электрический сигнал.

ОБОЗНАЧЕНИЯ И СОКРАЩЕНИЯ

ДЗМ – Департамент здравоохранения Москвы.

ИЛ – испытательная лаборатория.

КТ – компьютерная томография или компьютерный томограф.

ЛПУ – лечебно-профилактическое учреждение.

ПММА – полиметилметакрилат.

РКТ – рентгеновская компьютерная томография или рентгеновский компьютерный томограф.

РПУ – рентгеновское питающее устройство.

СПО – слой половинного ослабления.

CTDI – показатель дозы компьютерного томографа (Computed Tomography Dose Index).

FOV – размер области отображения исследуемого объекта на экране монитора (Field of View).

ВВЕДЕНИЕ

В последние годы все большее количество диагностических исследований в лечебно-профилактических учреждениях (ЛПУ), подчиняющихся Департаменту здравоохранения города Москвы (ДЗМ), проводятся методами рентгеновской компьютерной томографии (РКТ). Так, в настоящее время в ЛПУ ДЗМ используется порядка 160 единиц РКТ.

Известно, что эксплуатация данного высокотехнологичного оборудования связана с потенциальной электрической и радиационной опасностью как для пациентов, так и для медицинского персонала. В этой связи, в целях обеспечения безопасности, а также регистрации диагностических изображений высокого уровня необходимо проводить периодический технический контроль РКТ на соответствие контролируемых параметров и характеристик требованиям эксплуатационной и нормативной документации. В соответствии с требованиями, изложенными в документах [12, 14], испытания рентгенодиагностического оборудования проводят сразу после его инсталляции, после ремонта или замены блоков и узлов, влияющих на радиационную безопасность, а также при периодических испытаниях (не реже одного раза в 2–3 года) для решения вопроса о продлении срока эксплуатации.

К основным контролируемым электрическим и радиационным характеристикам РКТ относятся (здесь и далее под термином «характеристики» будем подразумевать как параметры, так и характеристики): точность установки анодного напряжения и длительности экспозиции, линейность и повторяемость (воспроизводимость) дозы излучения, слой половинного ослабления (СПО), суммарная фильтрация рентгеновского излучения, уровень пульсаций и форма кривой анодного напряжения, а также показатель дозы компьютерного томографа (CTDI).

В настоящее время в международных и национальных стандартах не представлены методы измерения большинства представленных радиационных и электрических характеристик РКТ в условиях эксплуатации. Таким образом, разработка методики их контроля в условиях клиники представляется актуальной.

1. ОСНОВАНИЯ ДЛЯ РАЗРАБОТКИ МЕТОДИКИ НЕИНВАЗИВНОГО КОНТРОЛЯ ЭЛЕКТРИЧЕСКИХ И РАДИАЦИОННЫХ ХАРАКТЕРИСТИК РКТ

1.1. Процедура оценки основных электрических и радиационных характеристик (точности установки анодного напряжения и длительности экспозиции, линейности и воспроизводимости дозы излучения, СПО, суммарной фильтрации рентгеновского излучения, уровня пульсаций и формы кривой анодного напряжения) для рентгенодиагностических аппаратов, в которых излучатель в процессе проведения экспозиции находится в неподвижном состоянии, не представляет каких-либо затруднений – необходимо лишь корректно разместить выносной датчик измерительного прибора (или сам прибор со встроенным датчиком) в радиационном поле, создаваемом рентгеновским излучателем, и выполнить экспозицию.

1.2. В настоящее время в России наибольшее число испытательных лабораторий (ИЛ) и обслуживающих рентгеновское оборудование организаций используют в своей деятельности следующие включенные в Государственный реестр средств измерений приборы: «Piranha», компания-изготовитель «RTI Electronics AB», Швеция; «RaySafe», компания-изготовитель «Unfors RaySafe AB», Швеция.

1.3. Необходимым условием при использовании методов и средств проведения испытаний, аналогичных применяемым в традиционной рентгентехнике, является фиксация рентгеновского излучателя в неподвижном положении. Данная конфигурация настроек для серийно выпускаемых КТ доступна в сервисном режиме работы аппарата, при котором имеется возможность задать необходимые параметры съемки (анодное напряжение, силу анодного тока, длительность экспозиции, вид профилированного фильтра, ширину коллимации и т.д.) и произвести экспозицию. Доступ к сервисному режиму работы аппарата имеют, как правило, только представители организаций, занимающихся техническим обслуживанием и/или ремонтом данного оборудования, а у специалистов испытательных лабораторий, проводящих контроль эксплуатационных характеристик РКТ, доступ к сервисному режиму работы аппарата отсутствует.

1.4. Единственным клиническим режимом работы РКТ, при котором рентгеновский излучатель находится в неподвижном состоянии, является режим получения топограммы (в КТ производства компании «Toshiba» («Canon») применяется название Scanogram, в КТ «Siemens» – Topogram, в КТ «GE» – Scout, в КТ «Philips» – Surview) [7, 9, 19]. В этом режиме работы есть возможность задать положение излучателя, а также доступны для установки следующие параметры съемки: анодное напряжение, сила анодного тока, величина перемещения стола

пациента (данный параметр определяет длительность экспозиции). Таким образом, проводя испытания в режиме получения топограммы, возможно оценить точность установки анодного напряжения, длительность экспозиции (для моделей КТ, где присутствует индикация этого параметра при установке длины перемещения стола), линейность и повторяемость дозы (мощности дозы) излучения, СПО и суммарную фильтрацию рентгеновского пучка, а также форму кривой и уровень пульсаций анодного напряжения. Что касается измерения CTDI, то его оценку проводят в режиме аксиального сканирования с использованием специализированного датчика карандашного типа.

1.5. Помимо фиксации рентгеновского излучателя в неподвижном положении для корректного измерения электрических и радиационных характеристик РКТ с использованием указанных выше приборов необходимо, чтобы размер радиационного поля полностью перекрывал чувствительную область измерительного датчика (прибора). Так, например, в приборе «Piranha» размер области чувствительных элементов датчика составляет 21 x 3 мм (первый размер определяется вдоль продольной оси прибора, а второй – вдоль перпендикулярного ей направления) [21].

1.6. Однако в режиме топограммы сканирование осуществляется узким рентгеновским пучком и его ширину, как правило, невозможно корректировать. Так, например, для РКТ «Aquilion 64» при фиксации рентгеновского излучателя в верхней точке (область 12-и часов) ширина веерного рентгеновского пучка на уровне изоцентра апертуры гентри (размер вдоль оси z) будет составлять порядка 2 мм. Что касается ширины пучка в томографической плоскости, то она сравнима с шириной грудной клетки взрослого пациента.

1.7. Таким образом, в данном случае при расположении прибора «Piranha» на уровне изоцентра апертуры гентри область его чувствительных элементов не будет полностью перекрыта радиационным полем вдоль одного направления. Следовательно, будут нарушены условия проведения измерений.

1.8. Максимальное расстояние, которое возможно обеспечить между фокусом рентгеновского излучателя и измерительным прибором в условиях клиники рассчитывается как сумма расстояния от фокуса до изоцентра апертуры гентри (порядка 600 мм) и радиуса апертуры гентри (порядка 360 мм). Для данного максимального смещения ширина рентгеновского пучка составит порядка 3,2 мм, то есть чувствительная область прибора «Piranha» формально будет полностью перекрыта.

1.9. Однако необходимо иметь в виду следующее. Позиционирование измерительного прибора в условиях клиники, как правило, осуществляется с использованием лазерного центриатора. При этом положение линии лазерного луча не всегда соответствует положению томографической плоскости. В соответствии со стандартом [3] допустимым считается отклонение лазерного луча от томографической плоскости, не превышающее ± 2 мм. В документе [18] при-

емлемым считается отклонение до ± 5 мм, а достижимым – ± 1 мм. Следовательно, при проведении измерений с использованием приборов, имеющих сравнимые с шириной рентгеновского пучка размеры чувствительной области, всегда имеется вероятность того, что чувствительная область датчика не будет полностью перекрыта.

1.10. На рисунке 1 показано расположение чувствительных элементов прибора «Piranha» [21].

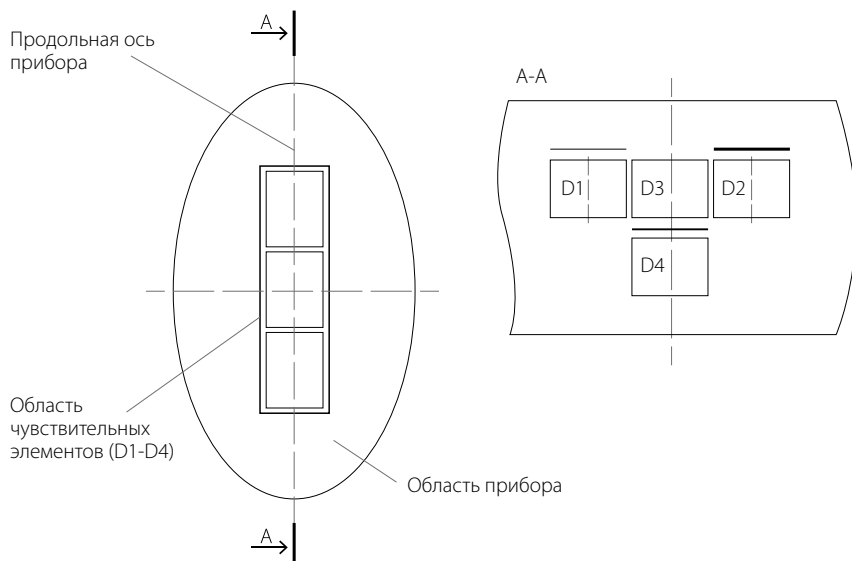


Рисунок 1 – Схема расположения чувствительных элементов прибора «Piranha»

1.11. В приборе «Piranha» для измерений используются четыре чувствительных элемента (D1-D4). Три элемента располагаются в верхней плоскости, а один элемент – в нижней плоскости. Обе эти плоскости параллельны наружной поверхности прибора, на которой обозначены границы чувствительной области. Вертикальные оси всех чувствительных элементов находятся в одной перпендикулярной наружной поверхности прибора плоскости, проходящей через его продольную ось. Вертикальные оси элементов D3 и D4 совпадают. Пара чувствительных элементов D1-D2 предназначена для измерения анодного напряжения (перед ними устанавливаются различные фильтры), а пара элементов D3-D4 используется для измерения СПО и общей фильтрации. Перед элементом D4 установлен фильтр. Элемент D3 используется для измерения дозы излучения (перед ним фильтр отсутствует).

2. ОПРЕДЕЛЕНИЕ ОСНОВНЫХ ЭЛЕКТРИЧЕСКИХ И РАДИАЦИОННЫХ ХАРАКТЕРИСТИК РКТ ПРИ НЕПОЛНОМ ПЕРЕКРЫТИИ ОБЛАСТИ ЧУВСТВИТЕЛЬНЫХ ЭЛЕМЕНТОВ ИЗМЕРИТЕЛЬНОГО ПРИБОРА

В данном разделе будет показано, что полное перекрытие чувствительной области датчика рентгеновским пучком при проведении измерения электрических и радиационных характеристик РКТ необходимо лишь для того, чтобы корректно оценивать значение поглощенной дозы (мощности дозы).

2.1. Определение уровня дозы облучения

2.1.1. Калибровка прибора, предназначенного для измерения кермы в воздухе (поглощенной дозы), как правило, осуществляется следующим образом:

- 1) формируется радиационное поле, полностью перекрывающее поверхность чувствительного элемента;
- 2) уровень сигнала на выходе чувствительного элемента приводится (нормируется) к площади поверхности данного элемента;
- 3) полученное значение, которое пропорционально плотности потока рентгеновских квантов на входе чувствительного элемента, сравнивается с показанием эталонного дозиметра для расчета калибровочного коэффициента.

2.1.2. Таким образом, если при измерении дозы не обеспечить полное перекрытие чувствительного элемента, то показание прибора окажется заниженным. Для корректного измерения дозы в случае неполного перекрытия чувствительного элемента необходимо, чтобы уровень сигнала на выходе элемента нормировался к площади перекрываемой области элемента. Однако по умолчанию нормирование осуществляется на площадь всей области чувствительного элемента. Таким образом можно сделать вывод, что истинное значение дозы ($D_{уст}$) определяется как произведение показания дозиметра ($D_{изм}$) на соотношение площадей, причем в числителе стоит площадь поверхности чувствительного элемента ($S_{эл}$), а в знаменателе – площадь облученной части поверхности этого элемента ($S_{обл}$):

$$D_{уст} = D_{изм} \cdot \frac{S_{эл}}{S_{обл}}. \quad (1)$$

То есть, зная соотношения площадей, можно оценить корректное значение дозы.

2.1.3. Важно отметить, что при контроле линейности и воспроизводимости дозы облучения не имеет значения абсолютное значение измеряемой дозы. Так, при контроле линейности дозы важно лишь, чтобы измеренное значение дозы при заданном значении качества излучения изменялось пропорционально изменению количества электричества (произведение силы анодного тока на длительность экспозиции – мАс). При контроле воспроизводимости дозы важно, чтобы измеренное значение дозы оставалось неизменным при заданном значении качества излучения и мАс.

2.2. Определение величины анодного напряжения и длительности экспозиции

2.2.1. Алгоритм определения величины анодного напряжения в современных измерительных приборах основан на методе поглощения, а именно: отношение уровней сигналов, регистрируемых двумя измерительными элементами, расположенными за различными фильтрами, пропорционально величине анодного напряжения [10, 21].

2.2.2. Поскольку в алгоритме определения величины анодного напряжения значение имеет только отношение уровней сигналов, а не их абсолютные значения, то для корректного измерения величины анодного напряжения необходимо обеспечить следующие условия: отдельные элементы датчика, участвующие в оценке данного параметра, должны быть облучены рентгеновским потоком с одной и той же интенсивностью, площади поверхностей этих элементов должны быть одинаковыми, а также должны быть одинаковыми площади областей перекрытия данных элементов радиационным полем.

2.2.3. Таким образом, для измерения уровня анодного напряжения меньшая ширина рентгеновского пучка по сравнению с шириной чувствительной области измерительного датчика не имеет принципиального значения; важно лишь, чтобы чувствительные элементы датчика, участвующие в определении величины анодного напряжения, облучались одинаковым образом.

2.2.4. Из предыдущих пунктов следует, что и форма кривой анодного напряжения, и уровень пульсаций анодного напряжения также могут быть корректно оценены в случае неполного перекрытия чувствительной области измерительного прибора.

2.2.5. Для измерения длительности экспозиции необходимо лишь, чтобы уровень сигнала на входе датчика превышал порог срабатывания триггера измерительного прибора. В этой связи неполное перекрытие чувствительной области датчика не является препятствием для корректного измерения этого параметра.

2.3. Определение СПО и суммарной фильтрации

2.3.1. Алгоритм оценки СПО на первом этапе предполагает определение линейного коэффициента ослабления пластины, выполненной из известного материала и имеющей заданную толщину. Данная пластина устанавливается на входе одного из чувствительных элементов датчика. Линейный коэффициент ослабления оценивают в соответствии со следующей формулой:

$$\mu = \frac{1}{\Delta} \cdot \ln \left(\frac{D_{\text{изм}0}}{D_{\text{изм}1}} \right), \quad (2)$$

где μ – линейный коэффициент ослабления материала, из которого выполнена пластина;

Δ – известная толщина пластины;

$D_{\text{изм}1}$ – значение, измеренное на выходе расположенного за пластиной чувствительного элемента;

$D_{\text{изм}0}$ – значение, измеренное на выходе другого чувствительного элемента датчика, перед которым не установлен какой-либо фильтр.

При реализации данного алгоритма в приборе «Рiганhа» два чувствительных элемента располагаются один над другим (на рисунке 1 элементы $D3$ и $D4$). При этом увеличением ширины рентгеновского пучка вдоль оси z за счет большего (на величину, равную высоте чувствительного элемента) расстояния между фокусом рентгеновской трубки и нижним элементом можно пренебречь.

2.3.2. Поскольку значение μ зависит от эффективной энергии рентгеновского излучения, то оценив его в соответствии с формулой (2) и имея калибровочную кривую данной зависимости, можно оценить эффективную энергию.

2.3.2. Поскольку значение μ зависит от эффективной энергии рентгеновского излучения, то оценив его в соответствии с формулой (2) и имея калибровочную кривую данной зависимости, можно оценить эффективную энергию.

2.3.3. СПО рассчитывают на основании следующей формулы:

$$\text{СПО} = \frac{1n2}{\mu_{\text{AL}}}, \quad (3)$$

где μ_{AL} – линейный коэффициент ослабления алюминия.

Данный коэффициент определяют либо с помощью формулы (2), если в качестве материала пластины используется алюминий, либо на основании оценки эффективной энергии с использованием калибровочной кривой зависимости линейного коэффициента ослабления алюминия от эффективной энергии.

2.3.4. Таким образом, поскольку в расчете значения μ используется отношение результатов измерений двух чувствительных элементов датчика, неполное перекрытие радиационным полем области расположения этих элементов не окажет влияния на результаты измерения СПО.

2.3.5. Алгоритм определения суммарной фильтрации предполагает оценку μ и эффективной энергии, а также использование калибровочной кривой, представляющей собой зависимость эффективной энергии от толщины алюминиевого фильтра и анодного напряжения. Следовательно, и в этом случае результат измерения не будет зависеть от величины перекрытия радиационным полем чувствительной области датчика.

3. ВЛИЯНИЕ ХИЛ-ЭФФЕКТА И РАСПОЛОЖЕННОГО НА ВЫХОДЕ ИЗЛУЧАТЕЛЯ РКТ ПРОФИЛИРОВАННОГО ФИЛЬТРА НА РЕЗУЛЬТАТЫ ИЗМЕРЕНИЙ

3.1. Для того, чтобы отдельные элементы датчика облучались рентгеновским потоком с одной и той же плотностью, необходимо при проведении измерений ориентировать прибор в плоскости, перпендикулярной плоскости томографии, таким образом, чтобы линия, вдоль которой располагаются отдельные чувствительные элементы, была перпендикулярна прямой, соединяющей анод и катод рентгеновской трубки, а центральная ось проходила через середину измерительной области прибора. Данное расположение прибора позволит исключить влияние на результаты измерения хил-эффекта [19, 21]. На рисунке 2 схематично показано расположение измерительного прибора в соответствии с данным условием. Изменение интенсивности входного рентгеновского потока вследствие различного расстояния от фокуса рентгеновского излучателя до отдельных чувствительных элементов прибора пренебрежимо мало. В этой связи оно не учитывается.

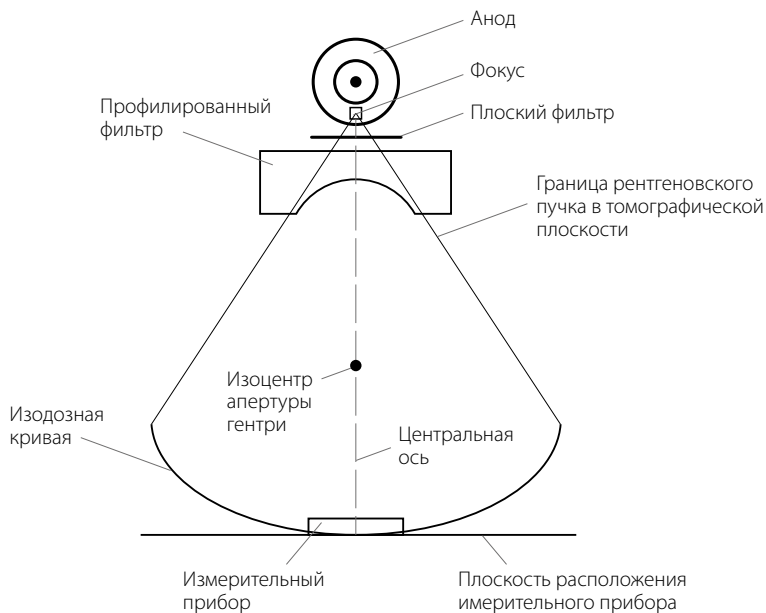


Рисунок 2 – Схема взаимного расположения конструктивных элементов РКТ, а также измерительного прибора при проведении измерений

3.2. На рисунке 2 линия, вдоль которой размещаются отдельные чувствительные элементы датчика, лежит в томографической плоскости (для дозиметра «Piranha» она соответствует продольной оси прибора), которая, в свою очередь, перпендикулярна линии, соединяющей анод и катод рентгеновской трубки.

3.3. Также необходимо отметить следующий факт: на выходе излучателя РКТ, помимо плоского фильтра, обеспечивающего заданное качество рентгеновского пучка, размещается профилированный фильтр (чаще всего их несколько и вид конкретного фильтра определяется выбранным протоколом исследования). Направление, вдоль которого происходит изменение толщины этого фильтра, перпендикулярно линии, соединяющей анод и катод рентгеновской трубки (см. рисунок 2), то есть совпадает с направлением, вдоль которого располагаются чувствительные элементы датчика.

3.4. На рисунке 3 показана зависимость дозы излучения от величины смещения от центральной оси вдоль линии, перпендикулярной этой оси и лежащей в плоскости томографии, для двух видов профилированных фильтров, использующихся в аппарате «Aquilion 64» компании «Toshiba» при проведении исследований головы (фильтр Small) и грудной клетки (фильтр Large). В процессе эксперимента рентгеновский излучатель был зафиксирован сверху, а дозиметр располагался на уровне изоцентра апертуры гентри (расстояние от фокуса рентгеновской трубки до изоцентра составляет порядка 600 мм).

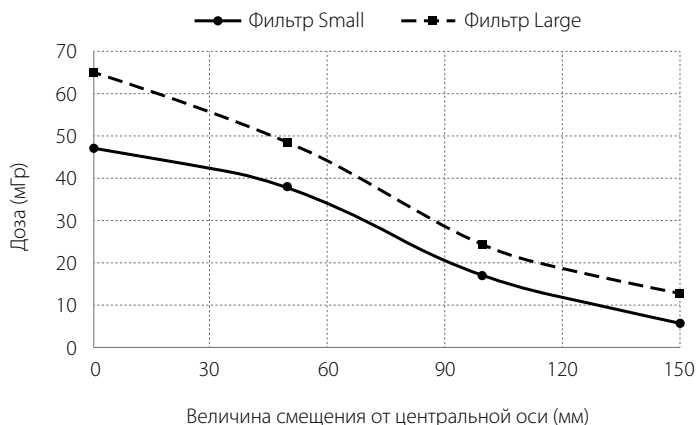


Рисунок 3 – Зависимость дозы излучения от величины смещения от центральной оси для двух видов профилированных фильтров

3.5. Из представленных на этом рисунке данных видно, что по мере удаления от центральной оси все большая часть исходного рентгеновского потока

поглощается в материале профилированного фильтра. В случае использования прибора «Piranha» максимальное отклонение края чувствительной области датчика от центральной оси составляет около 11 мм (половина продольного размера области чувствительных элементов). Таким образом, при его позиционировании на уровне изоцентра апертуры гентри максимальное отклонение дозы в центре и на периферии чувствительной области прибора составит менее 5%. С увеличением расстояния от фокуса рентгеновской трубки до прибора угол между центральной осью и линией, соединяющей фокус и край чувствительной области датчика, будет уменьшаться; следовательно, и разница в величинах входной дозы в центре и на периферии чувствительной области датчика также будет уменьшаться.

4. МЕТОДЫ ИЗМЕРЕНИЯ ЭЛЕКТРИЧЕСКИХ И РАДИАЦИОННЫХ ХАРАКТЕРИСТИК РКТ

Измерение электрических и радиационных характеристик РКТ может быть выполнено двумя различными способами в зависимости от расположения измерительного прибора, а именно: прибор может быть расположен либо на столе пациента, либо внутри апертуры на внутренней поверхности гентри. В случае размещения прибора на столе пациентов измерение выполняется в процессе сканирования чувствительной области датчика веерным рентгеновским пучком. При расположении прибора внутри апертуры на внутренней поверхности гентри измерение осуществляется в процессе облучения неподвижного прибора. Далее будут рассмотрены оба этих варианта.

4.1. Измерение электрических и радиационных характеристик РКТ при расположении измерительного прибора на столе пациента

4.1.1. Необходимо сразу отметить, что оценка электрических и радиационных характеристик РКТ при таком позиционировании прибора может быть выполнена только в том случае, если в режиме топограммы есть возможность зафиксировать рентгеновский излучатель сверху (в области 12 часов).

4.1.2. На столе пациента датчик измерительного прибора следует позиционировать таким образом, чтобы линия, вдоль которой располагаются чувствительные элементы датчика, была перпендикулярна направлению перемещения стола. Точность положения датчика контролируют при помощи лазерного центриатора.

4.1.3. Поскольку в режиме топограммы в процессе экспозиции происходит перемещение стола пациента (деки стола пациента), то при данном расположении прибора, он также будет перемещаться. В этой связи при установке диапазона перемещения стола следует предусмотреть необходимость прохождения прибора в процессе перемещения через томографическую плоскость.

4.1.4. При проведении сканирования для отдельных чувствительных элементов датчика время прохождения радиационного поля, а также площадь перекрытия области чувствительных элементов радиационным полем в каждый момент времени являются одинаковыми. Что касается интенсивности рентгеновского излучения, падающего на поверхность чувствительных элементов, то ее величина для отдельных элементов будет слегка отличаться вследствие влияния профилированного фильтра. Таким образом, в данном случае результаты измерения величины анодного напряжения, СПО, общей фильтрации, формы кривой и уровня пульсаций анодного напряжения не зависят от неполного перекрытия радиационным пучком чувствительных элементов прибора, но подвержены

влиянию вида профилированного фильтра. Наибольшее влияние вид профилированного фильтра оказывает на результат измерения анодного напряжения, поскольку используемая для его определения пара чувствительных элементов располагается вдоль линии на одном уровне.

4.1.5. Что касается измеренного значения длительности экспозиции, то в этом случае оно будет соответствовать времени прохождения чувствительным элементом радиационного поля, а не длительности фактического излучения. Таким образом, при данном расположении измерительного прибора нет возможности провести полноценный контроль длительности экспозиции.

4.1.6. За время прохождения чувствительного элемента сквозь радиационное поле накопленная на его выходе доза будет определяться в соответствии со следующим выражением:

$$D_{изм} = \sum_{i=1}^n D_{ист_{\Delta t}} \cdot \frac{S_{обл_i}}{S_{эл}}, \quad (4)$$

где $D_{изм}$ – доза, измеренная на выходе чувствительного элемента датчика, за время его сканирования веерным рентгеновским пучком;

$D_{ист_{\Delta t}}$ – истинное значение дозы, накопленное за время перемещения стола пациента (Δt) на длину, равную ширине рентгеновского пучка вдоль оси z ;

n – число, равное частному от деления размера чувствительного элемента вдоль оси z на ширину рентгеновского пучка вдоль той же оси (результат округляется до большего целого числа);

i – индекс, определяющий стадию прохождения чувствительного элемента датчика сквозь рентгеновский пучок;

$S_{обл_i}$ – значение перекрываемой радиационным полем площади чувствительного элемента, соответствующее моменту времени $i \cdot \Delta t$;

$S_{эл}$ – площадь чувствительного элемента.

Поскольку $S_{эл} = \sum_{i=1}^n S_{обл_i}$, то окончательно имеем следующее выражение:

$$D_{изм} = D_{ист_{\Delta t}}. \quad (5)$$

То есть измеренное при данных условиях проведения испытаний значение дозы будет соответствовать истинному значению дозы, накапливаемому за время перемещения стола пациента на длину, равную ширине рентгеновского пучка вдоль оси z . Ясно, что на основании данных измерений может быть проведен контроль линейности и постоянства (воспроизводимости) дозы.

4.1.7. Таким образом, при размещении измерительного прибора на столе пациента есть возможность провести измерения большинства традиционно контролируемых электрических и радиационных характеристик.

4.1.8. Безусловным достоинством данного метода измерений является тот факт, что место расположения измерительного прибора на столе пациента вдоль оси z никак не сказывается на результатах измерений (важно только корректно задать параметры топограммы, чтобы обеспечить прохождение чувствительной области датчика через радиационное поле).

4.2. Измерение электрических и радиационных характеристик РКТ при расположении измерительного прибора внутри апертуры на внутренней поверхности гентри

4.2.1. Данный метод оценки электрических и радиационных характеристик предполагает фиксацию рентгеновского излучателя не только сверху (как в предыдущем варианте), но и в других возможных для конкретного РКТ положениях (например, в областях 3-х, 6-и и 9-и часов). Отметим, что возможность фиксации рентгеновского излучателя в области 12-и часов реализована в КТ компаний «GE», «Siemens» и «Toshiba» («Canon»). Что касается РКТ компаний «Philips» и «Hitachi», то для них установка излучателя сверху не предусмотрена. Для этих систем рентгеновский излучатель может быть установлен в боковой части гентри (в области 3-х или 9-и часов).

4.2.2. Безусловно, самым удобным местом для размещения измерительного прибора является нижняя внутренняя поверхность гентри. В этом случае прибор достаточно просто поставить на нее и нет необходимости крепить его сбоку или сверху с использованием дополнительных средств. На рисунке 4 показано положение измерительного прибора «Piranha» на внутренней поверхности гентри, позволяющее проводить измерение электрических и радиационных характеристик РКТ при условии фиксации рентгеновского излучателя сверху.

4.2.3. Измерительный прибор необходимо позиционировать (с использованием лазерного центриатора) таким образом, чтобы линия, вдоль которой располагаются чувствительные элементы, лежала в томмографической плоскости, а центр чувствительной области прибора проходил через центральную ось. Важно отметить, что данный метод оценки характеристик РКТ предъявляет более жесткие требования к позиционированию прибора.

4.2.4. Поскольку в процессе регистрации топограммы происходит перемещение стола пациента, необходимо обеспечить такие условия измерений, чтобы в процессе экспозиции стол не оказался между рентгеновским излучателем и измерительным прибором (на пути рентгеновского пучка). Как правило, достаточно выполнить следующие действия: зафиксировать положение стола

спереди от гентри в качестве начального значения; в параметрах топограммы установить перемещение стола в сторону, противоположную направлению к гентри (в ряде моделей РКТ необходимо указать начальное и конечное положение стола).

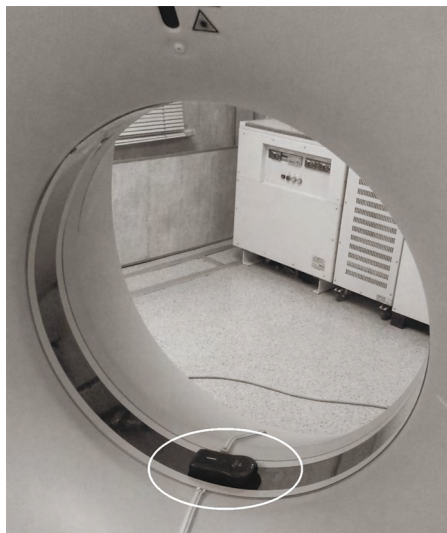


Рисунок 4 – Расположение измерительного прибора внутри апертуры на нижней поверхности гентри. Рентгеновский излучатель зафиксирован сверху

4.2.5. В режиме топограммы все чувствительные элементы датчика будут облучаться рентгеновским потоком с незначительно отличающейся интенсивностью, причем длительность облучения элементов будет соответствовать длительности топограммы. В этой связи использование данного метода измерений позволяет оценивать не только уровень анодного напряжения, СПО, общую фильтрацию, форму кривой и уровень пульсаций анодного напряжения, но и длительность экспозиции.

4.2.6. Поскольку в режиме топограммы ширина рентгеновского пучка вдоль оси z , как правило, меньше или сравнима с шириной чувствительной области датчика, то полученные с использованием данного метода оценки значения дозы являются зачастую заниженными. Однако данный факт не является препятствием для контроля линейности и воспроизводимости дозы.

4.2.7. Таким образом, в отличие от предыдущего метода данный метод измерений позволяет контролировать длительность экспозиции. Также в данном методе за счет большего расстояния от фокуса рентгеновского излучателя до

прибора удастся обеспечить более широкий рентгеновский пучок вдоль оси z , а также более точное условие облучения чувствительных элементов датчика рентгеновским потоком с одной и той же плотностью. Следовательно, этот метод является предпочтительным.

4.2.8. В приложении А представлена процедура оценки электрических и радиационных характеристик РКТ с использованием данного метода на примере аппарата «Aquilion 64» производства компании «Toshiba», Япония.

5. КОНТРОЛЬ ОСНОВНЫХ ЭЛЕКТРИЧЕСКИХ И РАДИАЦИОННЫХ ХАРАКТЕРИСТИК РКТ

В данном разделе будут рассмотрены методы контроля основных электрических и радиационных характеристик РКТ без уточнения способа размещения измерительного прибора. В процессе проведения контроля испытатель должен самостоятельно выбрать метод измерения используемых для анализа первичных данных (в соответствии с информацией, представленной в разделе 4).

5.1. Условия проведения испытаний

5.1.1. При проведении испытаний электрических и радиационных характеристик РКТ должны соблюдаться следующие условия окружающей среды [1]:

- температура окружающего воздуха: (25 ± 10) °C;
- относительная влажность воздуха: (от 45 до 80) %;
- атмосферное давление: (от 840 до 1066) гПа.

При наличии в эксплуатационной документации на используемое для проведения испытаний оборудование более жестких требований следует руководствоваться ими.

5.1.2. Средства измерений, применяемые при испытаниях, должны быть исправны и иметь действующие свидетельства о поверке или сертификаты о калибровке.

5.1.3. При проведении испытаний должны соблюдаться требования электрической, радиационной и пожарной безопасности.

5.1.4. Перед проведением испытаний РКТ должен быть выполнен прогрев рентгеновского излучателя с использованием штатных возможностей аппарата.

5.2. Контроль величины анодного напряжения

5.2.1. Контроль величины анодного напряжения проводится для всех значений анодного напряжения, доступных для установки в режиме топограммы. Так, например, для моделей РКТ производства компании «Toshiba» («Canon») возможны следующие установки анодного напряжения: 80, 100, 120 и 135 кВ.

5.2.2. С помощью консоли аппарата выбирают из списка возможных значений величину анодного напряжения (например, 120 кВ), задают (выбирают из списка) величину силы анодного тока (например, 50 мА), указывают диапазон перемещения стола пациента (например, 200 мм) и направление его перемещения (в некоторых моделях для этих целей задают координаты начального и конечного положения стола пациента относительно изоцентра апертуры гентри). Величина перемещения стола определяет длительность экспозиции. При

задании параметров съемки следует избегать работы рентгеновского питающего устройства (РПУ) и рентгеновского излучателя в режиме предельных нагрузок по потребляемой мощности, который достигается установкой максимальных значений величин анодного напряжения и силы анодного тока. Таким образом по мере увеличения анодного напряжения следует ограничивать значение силы анодного тока.

5.2.3. Позиционируют измерительный прибор в соответствии с установленным в неподвижном положении рентгеновским излучателем. Для прибора «Piranha» имеется возможность провести проверку положения чувствительной области прибора относительно положения радиационного поля (функция «Position Check»). Таким образом, если для оценки электрических и радиационных характеристик используется данный тип измерительного прибора, рекомендуется провести эту проверку и приступить к оценке параметров только после того, как данная проверка успешна пройдена (для этого может потребоваться небольшая корректировка положения измерительного прибора). Процедура проведения указанной проверки с точки зрения установки параметров съемки и выполнения экспозиции не отличается от процедуры проведения измерений.

5.2.4. Далее выполняют экспозицию и считывают показание измерительного прибора.

5.2.5. Измерение величины анодного напряжения проводят не менее трех раз. При этом все параметры съемки (установка которых выполнялась в п. 5.2.2) должны оставаться без изменений.

5.2.6. Далее рассчитывают среднее арифметическое значение результатов измерений \bar{U}_a по формуле:

$$\bar{U}_a = \frac{\sum_{i=1}^n \bar{U}_{a_i}}{n}, \quad (6)$$

где \bar{U}_{a_i} – результат i -го измерения анодного напряжения;
 n – число измерений анодного напряжения.

5.2.7. После этого определяют модуль относительного отклонения (ϵ) среднего значения \bar{U}_a от выбранного на консоли значения $U_{a_{ycm}}$ по следующей формуле:

$$\epsilon = \frac{|\bar{U}_a - U_{a_{ycm}}|}{U_{a_{ycm}}} \cdot 100\%. \quad (7)$$

5.2.8. Результаты испытаний значений анодного напряжения считают положительными, если для всех контролируемых уровней анодного напряжения полученное значение модуля относительного отклонения не превышает величину, указанную в эксплуатационной документации на РКТ (как правило, эта величина составляет не более 10%).

5.3. Контроль формы кривой и уровня пульсаций анодного напряжения

5.3.1. Измерительные приборы, используемые для контроля электрических и радиационных параметров и характеристик рентгеновских аппаратов, дают возможность наряду с оценкой среднепикового значения анодного напряжения (kVp) регистрировать зависимость анодного напряжения от времени. Используя данную временную зависимость, проводят оценку формы кривой и уровня пульсаций анодного напряжения. Данные испытания выполняют для наиболее часто используемого в медицинских исследованиях значения анодного напряжения (как правило, 120 кВ).

5.3.2. Форму кривой анодного напряжения контролируют визуально: она должна соответствовать типу высокочастотного питающего устройства, не должна иметь высокоамплитудных «скачков» в начале экспозиции (в момент подачи высокого напряжения на рентгеновскую трубку), а также «провалов» на всем временном интервале наблюдения.

5.3.3. Уровень пульсаций анодного напряжения оценивают по зарегистрированной реализации анодного напряжения в области установившихся значений. Чтобы исключить влияние переходных процессов, временная область для анализа должна отстоять от начала и конца экспозиции на величину не менее 30 мс.

5.3.4. Внутри анализируемой области определяют максимальное и минимальное значения анодного напряжения: $U_{a,max}$ и $U_{a,min}$.

5.3.5. Уровень пульсаций анодного напряжения P оценивают по формуле, представленной в ГОСТ 26140-84 [1]:

$$P = \frac{U_{a,max} - U_{a,min}}{U_{a,max}} \cdot 100\%. \quad (8)$$

5.3.6. Измерение уровня пульсаций анодного напряжения проводят для не менее чем трех реализаций. Далее рассчитывают среднее арифметическое значение результатов измерений P с использованием формулы:

$$\bar{P} = \frac{\sum_{i=1}^n P_i}{n}, \quad (9)$$

где P_i – результат i -го измерения уровня пульсаций анодного напряжения;
 n – число измерений.

5.3.7. Результат испытаний считают положительным, если полученное значение \bar{P} не превышает величину, указанную в эксплуатационной документации на КТ (как правило, эта величина не превышает 10%).

5.4. Контроль длительности экспозиции

5.4.1. Длительность экспозиции совпадает с длительностью перемещения стола пациента. Задавая величину перемещения стола, а также, зная из эксплуатационной документации скорость его перемещения, можно оценить длительность экспозиции (как результат деления диапазона перемещения стола на скорость перемещения). Для моделей РКТ ряда производителей (например, компании «Siemens») длительность экспозиции отображается на экране монитора после установки величины перемещения стола. После выполнения топограммы данная информация, как правило, присутствует на зарегистрированном топографическом изображении.

5.4.2. Оценку длительности экспозиции достаточно провести для одного значения диапазона перемещения стола пациента. Так для аппарата «Aquilion 64» диапазон перемещения стола пациента, равный 200 мм, соответствует длительности экспозиции порядка 2 с.

5.4.3. Определение длительности экспозиции выполняют в соответствии с пп. 5.2.2–5.2.4 с той лишь разницей, что установка длительности экспозиции происходит не напрямую (как в случае с анодным напряжением), а косвенно через задание величины перемещения стола пациента.

5.4.4. Измерение длительности экспозиции проводят не менее трех раз. Анализ результатов проводится аналогично пп. 5.2.6–5.2.8. В качестве установленного значения длительности экспозиции принимается величина, отображаемая на зарегистрированном топографическом изображении.

5.5. Контроль СПО и общей фильтрации рентгеновского пучка

5.5.1. Для определения СПО рентгеновского излучения при заданном значении анодного напряжения необходимо произвести экспозицию в соответствии с условиями, описанными в пп. 5.2.2–5.2.3, и считать показание измерительного прибора. Контроль СПО проводят для наиболее часто используемого в медицинских исследованиях значения анодного напряжения (как правило, 120 кВ).

5.5.2. Измерение СПО проводят не менее трех раз. Далее рассчитывают среднее арифметическое значение результатов измерений $\langle СПО \rangle$ с использованием следующего выражения:

$$\langle \text{СПО} \rangle = \frac{\sum_{i=1}^n \text{СПО}_i}{n}, \quad (10)$$

где СПО_i – результат i -го измерения СПО; n – число измерений.

5.5.3. Результаты испытаний считаются положительными, если полученное значение СПО при заданном значении величины анодного напряжения не меньше порогового значения, представленного в таблице 1 (исходные данные приведены в [5]).

Таблица 1 – Зависимость минимально допустимого значения СПО от величины анодного напряжения

Величина анодного напряжения, кВ	Значение минимально допустимого СПО, мм Al
80	2,9
90	3,2
100	3,6
110	3,9
120	4,3
130	4,7
140	5,0

5.5.4. Определенное значение общей (суммарной) фильтрации при положительном результате измерения СПО должно соответствовать значению, указанному в эксплуатационной документации РКТ.

5.6. Контроль линейности и постоянства (воспроизводимости) дозы излучения

5.6.1. Контроль линейности и постоянства величины поглощенной дозы (кермы) от количества электричества (мАс) проводят при неизменных значениях анодного напряжения и общей фильтрации рентгеновского излучения.

5.6.2. В экранной форме, используемой для получения топограммы, выбирают из списка возможных значений величину анодного напряжения (например, 120 кВ). Здесь также есть возможность задать значение силы анодного тока. Что касается длительности экспозиции, то она определяется лишь диапазоном перемещения стола пациента. В этой связи регулировку количества электричества обеспечивают изменением силы анодного тока при постоянной длительности экспозиции (неизменном диапазоне перемещения стола пациента). После

установки параметров съемки выполняют экспозицию и считывают показание измерительного прибора.

5.6.3. Для контроля постоянства дозы излучения должны быть выполнены не менее пяти экспозиций с неизменными значениями анодного напряжения и количества электричества. При этом величину силы анодного тока выбирают исходя из наиболее часто используемых в медицинской деятельности значений (например, 100 мА). Диапазон перемещения стола пациента устанавливают равным, например, 200 мм (длительность экспозиции – порядка 2 с).

5.6.3.1. После регистрации измеренных значений дозы рассчитывают среднее арифметическое значение \bar{D} по формуле:

$$\bar{D} = \frac{\sum_{i=1}^n D_i}{n}, \quad (11)$$

где D_i – результат i -го измерения дозы; n – число измерений.

5.6.3.2. Далее для каждого измеренного значения дозы определяют модуль относительного отклонения (ε_i) данной величины от среднего значения по следующей формуле:

$$\varepsilon_i = \frac{|D_i - \bar{D}|}{\bar{D}} \cdot 100\%. \quad (12)$$

5.6.3.3. Из всех рассчитанных значений ε_i определяют максимальное значение модуля относительного отклонения (ε_{max}).

5.6.3.4. Результат испытаний постоянства дозы излучения считают положительным, если полученное значение ε_{max} не превышает величины, указанной в эксплуатационной документации на РКТ. В случае отсутствия данной информации в эксплуатационной документации на аппарат, руководствуются требованиями нормативных документов (например, в стандарте [4] приводится величина, равная 10%).

5.6.4. Для контроля линейности дозы излучения должны быть выполнены не менее пяти экспозиций с заданным значением анодного напряжения, а также общей фильтрации и различными значениями количества электричества. Регулировку количества электричества осуществляют путем изменения силы анодного тока (например, в диапазоне от 50 мА до 250 мА с шагом 50 мА) при неизменном значении перемещения стола пациента (например, 200 мм).

5.6.4.1. После регистрации измеренных значений дозы (D) строят графическую зависимость, где по оси абсцисс откладывают величины устанавливаемого в процессе испытаний анодного тока, а по оси ординат – соответствующие им измеренные значения дозы.

5.6.4.2. Далее полученную экспериментальную зависимость аппроксимируют линейной функцией (например, с помощью программы «Microsoft Excel»).

5.6.4.3. С использованием формулы (12) для каждого значения устанавливаемого в процессе испытаний анодного тока рассчитывают модуль относительного отклонения (ϵ_i) измеренного значения дозы от соответствующего данному анодному току значения аппроксимирующей функции. При расчете в качестве истинного уровня дозы принимают значение аппроксимирующей функции.

5.6.4.4. На основании результатов оценок ϵ_i определяют максимальное значение модуля относительного отклонения (ϵ_{max}).

5.6.4.5. Результат контроля линейности дозы излучения считают положительным, если полученное значение ϵ_{max} не превышает величины, равной 10%.

5.7. Контроль линейности и постоянства (воспроизводимости) дозы излучения с использованием датчика для оценки CTDI

5.7.1. Контроль линейности и постоянства дозы излучения может быть также произведен с использованием оценки показателя дозы компьютерного томографа, измеренного в воздухе ($CTDI_{air}$), то есть без каких-либо дополнительных тест-объектов, размещенных внутри апертуры гентри.

5.7.2. Для измерений необходимо установить специализированный датчик карандашного типа с чувствительной областью 100 мм в центре апертуры гентри так, чтобы ось камеры совпадала с осью z, а томографическая плоскость пересекала датчик в середине его чувствительной области. Для того чтобы подвижная дека стола пациента не препятствовала проведению измерений, вся чувствительная область датчика должна быть вынесена за ее пределы. Для этого используемый при клиническом исследовании подголовник должен быть извлечен.

5.7.3. Измерительный датчик может быть настроен на измерение дозы излучения либо произведения дозы на длину.

5.7.4. Данные испытания проводят в аксиальном режиме работы РКТ. В этом режиме работы есть возможность устанавливать следующие параметры съемки: величину анодного напряжения, силу анодного тока, длительность оборота рентгеновского излучателя, ширину рентгеновского пучка вдоль оси z (произведение толщины среза на количество одновременно получаемых срез), а также размер области отображения (FOV).

5.7.5. Длительность экспозиции в аксиальном режиме работы аппарата задают напрямую посредством установки длительности оборота рентгеновского излучателя. Ширину рентгеновского пучка вдоль оси z желательно выбирать из значений, превышающих 10 мм, чтобы уменьшить влияние конечного размера фокуса рентгеновского излучателя на результаты измерений. При проведении испытаний значение этого параметра должно оставаться неизменным. Величина

параметра FOV зависит от выбранного протокола исследований (исследование головы, грудной клетки и т.д.). Значение этого параметра, как правило, связано с видом профилированного фильтра и, следовательно, изменение параметра FOV может влиять на величину регистрируемой дозы. Следовательно, в процессе проведения испытаний необходимо следить за тем, чтобы величина параметра FOV оставалась неизменной.

5.7.6. Далее контроль постоянства дозы излучения проводят в соответствии с методикой, описанной в п. 5.6.3, а контроль линейности дозы – в соответствии с процедурой, представленной в п. 5.6.4.

5.8. Контроль CTDI с использованием цилиндрических тест-объектов

5.8.1. Значение параметра CTDI определяют как отношение интеграла дозового распределения, полученного внутри цилиндрического тест-объекта за один оборот рентгеновского излучателя, к ширине рентгеновского пучка вдоль оси z (произведению толщины среза на количество одновременно регистрируемых срезов). Поскольку интеграл дозового распределения измеряют с помощью цилиндрических датчиков с чувствительной зоной 100 мм, то часто используют обозначение $CTDI_{100}$ [4, 7]. Ниже приводится формула для расчета данного параметра.

$$CTDI_{100} = \frac{\int_{-50}^{+50} D(z) dz}{T \cdot N} \quad (13)$$

где $D(z)$ – дозовое распределение в направлении оси z ;

T – толщина среза;

N – количество одновременно получаемых срезов.

5.8.2. Измерение интегрального значения дозы проводят в аксиальном режиме работы РКТ.

5.8.3. Параметр $CTDI$ оценивают с использованием двух комбинаций параметров съемки, соответствующих режимам исследования головы и тела (в качестве тела, как правило, подразумевается грудная клетка). Параметры съемки включают в себя: величину анодного напряжения, силу анодного тока, длительность оборота рентгеновского излучателя, произведение толщины среза на количество срезов, а также параметр FOV .

5.8.4. При проведении исследований в режиме сканирования «голова» используют тест-объект, диаметр которого составляет 160 мм, а высота – порядка 150 мм. Определение $CTDI$ в режиме сканирования «тело» осуществляют с помощью тест-объекта, имеющего диаметр 320 мм и высоту порядка 150 мм [2–4]. В качестве материала тест-объектов используется полиметилметакрилат (ПММА).

В данных фантомах выполнены пять глухих отверстий (одно в центре, четыре – на периферии) таким образом, чтобы оси отверстий были параллельны образующей цилиндров. Отверстия предназначены для того, чтобы устанавливать в них датчик цилиндрической формы для измерения интегрального значения профиля дозы. В свободные от датчика четыре отверстия устанавливают заглушки, выполненные из того же материала что и тест-объекты.

5.8.5. Тест-объекты устанавливают на столе пациента и центрируют внутри апертуры гентри с использованием лазерного центратора.

5.8.6. По результатам измерений интегрального значения дозы в каждом из отверстий фантома с использованием выражения (13) рассчитывают следующие значения: величину $CTDI_c$ (на основании значения, измеренного в центральной точке тест-объекта), величину $CTDI_p$ (как результат усреднения значений $CTDI$ в четырех точках на периферии тест-объекта), а также взвешенное значение $CTDI_w$, рассчитываемое как результат суммирования оценок $CTDI_c$ и $CTDI_p$ с использованием весовых коэффициентов $1/3$ и $2/3$ соответственно (формула 14):

$$CTDI_w = \frac{1}{3} \cdot CTDI_c + \frac{2}{3} \cdot CTDI_p. \quad (14)$$

5.8.7. Далее определяют значение модуля относительного отклонения величины $CTDI_w$ от отображаемого на консоли оператора значения $CTDI_{отобр}$ (ϵ) с использованием следующего выражения:

$$\epsilon = \frac{|CTDI_w - CTDI_{отобр}|}{CTDI_{отобр}} \cdot 100\%. \quad (15)$$

5.8.8. Результат испытаний считают положительным, если полученное значение ϵ не превышает уровня, указанного в эксплуатационной документации на РКТ. В случае отсутствия данной информации в эксплуатационной документации на аппарат руководствуются требованиями нормативных документов (например, в стандартах [2, 4] приводится величина, равная 20%).

5.8.9. Важно отметить, что на консоли аппарата, как правило, отображается значение $CTDI_{vol}$ (объемный $CTDI$). При работе аппарата в аксиальном режиме данное значение численно равно $CTDI_w$.

6. ОЦЕНКА НЕОПРЕДЕЛЕННОСТИ ИЗМЕРЕНИЙ ЭЛЕКТРИЧЕСКИХ И РАДИАЦИОННЫХ ПАРАМЕТРОВ РКТ

6.1. Большинство представленных в данной методике электрических и радиационных параметров (величина анодного напряжения, длительность экспозиции, СПО и общая фильтрация, уровень дозы излучения) определяют методом прямых измерений. В этом случае суммарную стандартную неопределенность (u_c) оценивают в соответствии со следующим выражением [6, 20]:

$$u_c = \sqrt{u_A^2 + u_B^2}, \quad (16)$$

где u_A – стандартная неопределенность, оцениваемая по типу А;

u_B – стандартная неопределенность, оцениваемая по типу В.

6.2. Стандартную неопределенность по типу А оценивают на основании набора значений измеренной величины как стандартную ошибку среднего с использованием следующего выражения:

$$u_A = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}{n \cdot (n - 1)}}, \quad (17)$$

где x_i – результат i -го измерения величины x ;

\bar{x} – среднее значение измеряемой величины;

n – число измерений.

6.3. Стандартная неопределенность по типу В представляет собой оценку суммарной неисключенной систематической погрешности измерения. Ее расчет проводят по следующей формуле:

$$u_B = \sqrt{\sum_{i=1}^m \Theta_i^2}, \quad (18)$$

где Θ_i – i -й источник неисключенной систематической погрешности;

m – число составляющих.

6.4. В данной методике проведения контроля электрических и радиационных параметров и характеристик РКТ присутствуют два основных источника неисключенной систематической погрешности: приборная погрешность (погрешность измерения того или иного параметра конкретным прибором), а также методическая погрешность (погрешность, обусловленная влиянием профилированного фильтра на распределение дозы облучения отдельных чувствительных элементов прибора).

6.5. Составляющую неопределенности по типу В, обусловленную приборной погрешностью ($\Theta_{\text{прибор}}$), рассчитывают с использованием следующего выражения (считают, что погрешность имеет равномерный закон распределения):

$$\Theta_{\text{прибор}} = \frac{\Delta_{\text{приб.}} \cdot \bar{x}}{\sqrt{3}}, \quad (19)$$

где $\Delta_{\text{приб.}}$ – предел допустимой приборной погрешности измерения величины x . Приборная погрешность имеет диапазон $\pm \Delta_{\text{приб.}}$.

6.6. Составляющую неопределенности по типу В, обусловленную влиянием профилированного фильтра на распределение дозы во входной плоскости чувствительных элементов прибора, следует учитывать только при измерении тех параметров РКТ, для оценки которых используется отношение значений, регистрируемых различными чувствительными элементами прибора, которые расположены вдоль линии на одном уровне (например, для величины анодного напряжения).

6.7. В приборе «Piranha» для измерения анодного напряжения используется пара элементов $D1$ и $D2$, равноудаленных от центральной точки чувствительной области. Таким образом, при корректном позиционировании прибора предполагается, что оба элемента будут облучаться одним и тем же рентгеновским потоком. В соответствии с данными, представленными на рисунке 3, значения дозы в областях расположения чувствительных элементов $D1$ и $D2$ будут отличаться от величины дозы, измеренной в центральной точке чувствительной области прибора, не более чем на 5 %. Данный случай расположения элементов относительно центральной оси показан на рисунке 5 (положение 1).

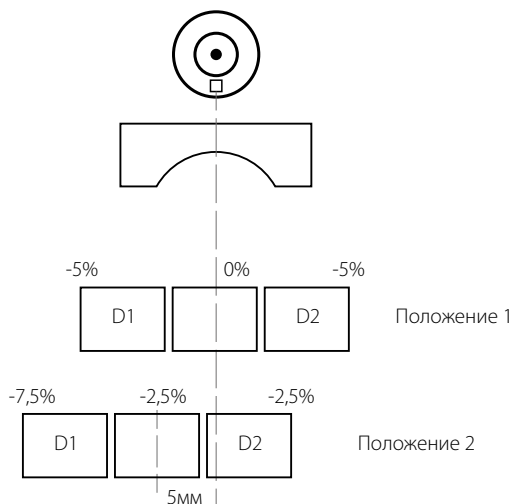


Рисунок 5 – Варианты расположения чувствительной области прибора «Piranha» относительно центральной оси

6.8. При проведении измерений позиционирование прибора осуществляют с использованием лазерного центратора. Примем, что максимально возможное смещение лазерного луча относительно сагиттальной плоскости составляет 5 мм (приемлемый результат в соответствии с Программой обеспечения качества для компьютерной томографии Международного агентства по атомной энергии [18]). На рисунке 5 (положение 2) показано расположение чувствительных элементов $D1$ и $D2$ в данном случае. Смещение на 5 мм в одну сторону приведет к тому, что значения доз, измеренные в областях чувствительных элементов $D1$ и $D2$, будут отличаться приблизительно на 5% (предполагается, что смещение на 5 мм приводит к изменению дозы на 2,5%).

6.9. Таким образом, при оценке составляющей неопределенности по типу В, обусловленной методической погрешностью ($\Theta_{\text{метод}}$), будем исходить из следующих соображений: закон распределения погрешности является равномерным; погрешность изменяется в диапазоне от нуля до допустимого предела (Δ), равного 5%. Из этого вытекает формула для расчета:

$$\Theta_{\text{метод}} = \frac{\Delta \cdot \bar{x}}{2\sqrt{3}}. \quad (20)$$

6.10. Для единичных измерений стандартная неопределенность будет устанавливаться только стандартной неопределенностью по типу В. В этом

лучае в формулах (19) и (20) будет присутствовать значение результата единичного измерения параметра x .

6.11. Расширенную неопределенность U (для доверительной вероятности $P = 0,95$) оценивают с использованием следующего выражения:

$$U = 2 \cdot u_c. \quad (21)$$

6.12. В данном случае расширенная неопределенность устанавливает доверительный интервал, в котором находится измеряемая величина с учетом доверительной вероятности 0,95. Таким образом, значение измеряемой величины x может быть записано в следующем виде:

$$x = \bar{x} \pm U. \quad (22)$$

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

При использовании данной методики контроль основных электрических и радиационных параметров и характеристик РКТ проводится неинвазивно (без снятия защитных кожухов аппарата и без подключения к его высоковольтной цепи питания), а также без дополнительного привлечения специалистов, осуществляющих техническое обслуживание и/или ремонт оборудования. Данный факт позволяет исключить дополнительные организационные усилия и финансовые затраты со стороны администрации ЛПУ, связанные с присутствием на испытаниях специалистов сторонних организаций.

Время, необходимое для проведения испытаний, составляет порядка 30–40 минут, что несущественно влияет на график приема пациентов в ЛПУ.

СПИСОК ИСПОЛЬЗОВАННЫХ ИСТОЧНИКОВ

1. ГОСТ 26140-84. Аппараты рентгеновские медицинские. Общие технические условия. 1984.
2. ГОСТ Р МЭК 61223-2-6-2001. Оценка и контроль эксплуатационных параметров рентгеновской аппаратуры в отделениях (кабинетах) рентгенодиагностики. Ч. 2–6. Испытания на постоянство параметров. Аппараты для рентгеновской компьютерной томографии. 2001.
3. ГОСТ Р МЭК 61223-3-5-2008. Оценка и контроль эксплуатационных параметров в отделениях лучевой диагностики. Ч. 3–5. Приемочные испытания. Оценка эксплуатационных характеристик рентгеновской аппаратуры для компьютерной томографии. 2008.
4. ГОСТ Р МЭК 60601-2-44-2013. Изделия медицинские электрические. Ч. 2–44. Частные требования безопасности с учетом основных функциональных характеристик к рентгеновским компьютерным томографам. 2013.
5. ГОСТ Р МЭК 60601-1-3-2013. Изделия медицинские электрические. Ч. 1–3. Общие требования безопасности с учетом основных функциональных характеристик. Дополнительный стандарт. Защита от излучения в диагностических рентгеновских аппаратах. 2013.
6. ГОСТ Р 8.736-2011 ГСИ. Измерения прямые многократные. Методы обработки результатов измерений. Основные положения. 2011.
7. Календер В. Компьютерная томография. Основы, техника, качество изображений и области клинического использования. М.: Техносфера, 2006.
8. Кручинин С.А. Методика оценки электрических и радиационных характеристик рентгеновских компьютерных томографов в условиях клиники // Российский электронный журнал лучевой диагностики (REJR). 2019. Т. 9, №4. С. 123–128. URL: <https://doi.org/10.21569/2222-7415-2019-9-4-123-128>.
9. Основы лучевой диагностики и терапии: национальное руководство / гл. ред. – акад. РАМН С.К. Терновой. М.: ГЭОТАР-Медиа, 2012. 992 с.
10. Основы рентгенодиагностической техники / под ред. Н.Н. Блинова. М.: Медицина, 2002.
11. Рентгентехника: справочник в 2-х кн. / под общ. ред. В.В. Клюева. М.: Машиностроение, 1992. Кн. 1, 2. 368 с.
12. Санитарные правила и нормы «Гигиенические требования к устройству и эксплуатации рентгеновских аппаратов и проведению рентгенологических исследований. СанПиН 2.6.1.1192-03». Роспотребнадзор, 2003.
13. Санитарные правила и нормативы СП 2.6.1.2612-10 «Основные санитарные правила обеспечения радиационной безопасности (ОСПОРБ 99/2010)». Роспотребнадзор, 2010.

14. Технический паспорт на рентгеновский диагностический кабинет. Минздрав России, 2002.
15. Федеральный закон «О радиационной безопасности населения» от 09.01.1996 № 3-ФЗ.
16. Федеральный закон «Об аккредитации в национальной системе аккредитации» от 28.12.2013 № 412-ФЗ.
17. Энциклопедический словарь лучевой диагностики (англо-русский) / под общ. ред. Л.С. Кокова и Л.Д. Линденбратена. М.: Российская академия наук, 2016. 1012 с.
18. International Atomic Energy Agency (IAEA), Quality assurance programme for computed tomography: diagnostic and therapy applications. IAEA human health series. № 19. Vienna: IAEA, 2012.
19. International Atomic Energy Agency (IAEA), Diagnostic radiology physics: a handbook for teachers and students. IAEA Library Cataloguing in Publication Data. Vienna: IAEA, 2014.
20. JCGM 100:2008 GUM 1995 with minor corrections. Evaluation of measurement data – Guide to the expression of uncertainty in measurement, 2008.
21. Piranha Reference Manual – English – Version 5.7A (2019-12).

Приложение А

МЕТОДИКА ОЦЕНКИ ЭЛЕКТРИЧЕСКИХ И РАДИАЦИОННЫХ ХАРАКТЕРИСТИК РКТ НА ПРИМЕРЕ АППАРАТА «AQUILION 64» ПРОИЗВОДСТВА КОМПАНИИ «TOSHIBA», ЯПОНИЯ

1. Процедура оценки электрических и радиационных характеристик РКТ начинается с того, что на консоли оператора в клиническом приложении для проведения РКТ-исследования вводят данные нового пациента (например, Test) и выбирают один из возможных клинических протоколов исследования взрослого пациента (например, протокол исследования головного мозга «Brain НСТ»). На рисунке А.1 показана экранная форма данной клинической программы

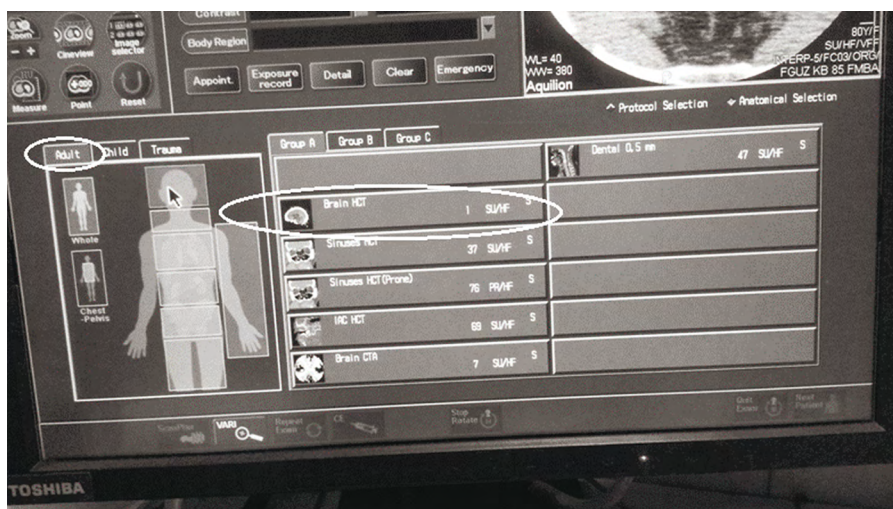


Рисунок А.1 – Экранная форма клинического приложения, используемая для ввода информации о пациенте и выборе протокола исследования

2. Перед началом основного клинического сканирования (аксиального или спирального) всегда есть возможность выполнить топограмму с предварительно заданными параметрами съемки. Важно отметить, что режим топограммы можно повторять большое число раз (проводя при этом контроль электрических и радиационных характеристик РКТ), так и не переходя к основному клиническому исследованию. На рисунке А.2 показано окно клинической программы, используемой для задания параметров съемки в режиме топограммы (режим «Scano»). Как видно из данного рисунка, во вкладке «Scan Details» есть возможность выбрать из раскрывающегося списка: значение анодного напряжения

(для параметра «kV» выбрано значение, равное 120 кВ), задать значение силы анодного тока (для параметра «mA» задано значение 50 mA), установить длину перемещения стола пациента (для параметра «Range» задано значение 240 мм), зафиксировать рентгеновский излучатель в верхнем положении (для параметра «Scano Angle» выбрано из раскрывающегося списка значение «TOP(0)») и задать направление перемещения стола пациента (для параметра «Direction» установлено направление перемещения стола в сторону, противоположную направлению к гентри («OUT»)).

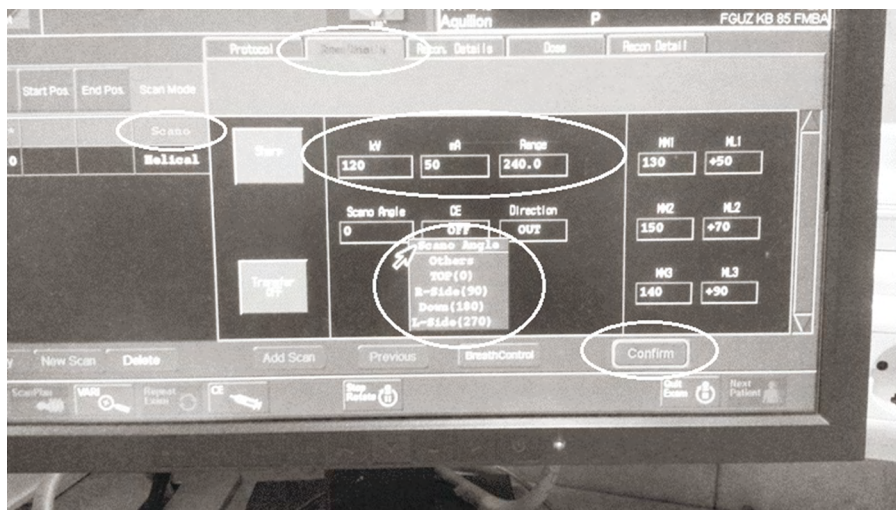


Рисунок А.2 – Задание параметров съемки в режиме топограммы (режим «Scano»)

3. Далее необходимо установить измерительный датчик прибора (или сам прибор) на внутренней поверхности гентри таким образом, чтобы линия, соединяющая фокус рентгеновского излучателя и середину чувствительной зоны датчика, проходила через изоцентр гентри (для точного позиционирования прибора напротив рентгеновского излучателя используется лазерный центратор).

4. После этого с помощью кнопок управления, расположенных на наружной поверхности гентри, необходимо задать начальное положение стола пациента.

5. После этого необходимо нажать на кнопку «Confirm», а далее, спустя несколько секунд, нажать на кнопку включения экспозиции на консоли оператора (как только она станет активной).

6. После осуществления съемки результаты измеренных характеристик будут зафиксированы на дисплее измерительного прибора (либо на экране средства отображения информации) и смогут быть доступны для дальнейшего

анализа. На рисунке А.3 показаны результаты оценки электрических и радиационных характеристик данного РКТ, полученные с помощью измерительного прибора «Piranha R&F/M 657» (измеренные значения отображаются на экране ноутбука, на котором установлено программное обеспечение «Ocean 2014», необходимое для визуализации результатов измерений при использовании прибора).

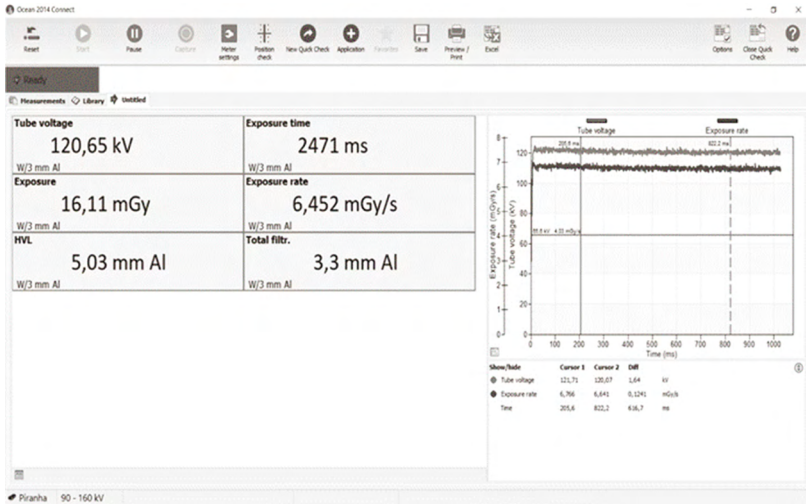


Рисунок А.3 – Экранная форма программы «Ocean 2014» с результатами оценки электрических и радиационных характеристик РКТ

7. Уровень пульсаций анодного напряжения оценивают на основании представленного на данном рисунке графика изменения во времени мгновенных значений анодного напряжения (формы кривой анодного напряжения) в соответствии с выражением (8).

Серия «Лучшие практики лучевой и инструментальной диагностики»

Выпуск 95

Составители:

Зеликман Михаил Израилевич

Кручинин Сергей Александрович

Морозов Сергей Павлович

**МЕТОДИКА КОНТРОЛЯ ОСНОВНЫХ
ЭЛЕКТРИЧЕСКИХ И РАДИАЦИОННЫХ
ХАРАКТЕРИСТИК РЕНТГЕНОВСКИХ
КОМПЬЮТЕРНЫХ ТОМОГРАФОВ В РЕЖИМЕ
КЛИНИЧЕСКОГО ИСПОЛЬЗОВАНИЯ
ОБОРУДОВАНИЯ**

Методические рекомендации

Отдел координации научной деятельности ГБУЗ «НПКЦ ДиТ ДЗМ»
Технический редактор А.И. Овчарова
Компьютерная верстка Е.Д. Бугаенко

ГБУЗ «НПКЦ ДиТ ДЗМ»
127051, г. Москва, ул. Петровка, д. 24, стр. 1



+7 (495) 276-04-36



info@npcmr.ru



www.tele-med.ai