

ДОЗИМЕТРИЯ НА ЛАБОРАТОРНОМ РЕНТГЕНОВСКОМ АППАРАТЕ ЗАКРЫТОГО ТИПА CIX3 CABINET XSTRAHL

А.Ю. Смыслов

Российский научный центр рентгенрадиологии МЗ РФ, Москва

DOSIMETRY MEASURING FOR CIX3 CABINET X-RAY IRRADIATOR XSTRAHL

A.Yu. Smyslov

Russian Scientific Center of Roentgenoradiology, Moscow, Russia

Реферат

Цель: Обзор и сравнение результатов дозиметрических измерений, полученных различными методами на лабораторном рентгеновском аппарате CIX3 Cabinet Xstrahl.

Материал и методы: Измерения проводились на рентгеновском аппарате для лабораторных исследований CIX3 Cabinet. Оборудование для измерений включало электрометр PC Electrometr, соединительный кабель и ионизационную камеру для средних энергий типа Farmer, поверенную как в единицах поглощенной дозы, так и по воздушной керме, а также набор дополнительных фильтров из высокочистой меди различной толщины. Дозиметрические измерения включали в себя измерения слоев половинного ослабления (СПО) для всех определенных режимов работы аппаратов и поглощенной дозы в опорных точках на уровнях 30, 40, 50 и 60 см от источника излучения. Поглощенная доза измерялась двумя методами – в воздухе с последующим переходом к поглощенной дозе и в водозэквивалентном фантоме на глубине 2 см относительно уровня поверхности от источника излучения. В дополнение проведены измерения таких параметров как воспроизводимость излучения, его линейность и погрешность таймера.

Результаты: Полученные значения слоев половинного ослабления для всех используемых режимов находятся в согласии с расчетными значениями и соответствуют номинальным уровням, установленным в документации. Поглощенная доза, измеренная двумя методами, имеет хороший уровень совпадения на уровнях 30, 40 и 50 см. На уровне 60 см поглощенная доза, измеренная в фантоме, ниже на ~5–9 % дозы, измеренной в воздухе.

Закключение: В целом применяемые методики для измерения дозиметрических характеристик такого рода рентгеновских аппаратов являются адекватными. Методика измерения поглощенной дозы ионизационной камерой, откалиброванной в единицах воздушной кермы, является предпочтительной.

Ключевые слова: рентгеновское излучение, дозиметрия, аппарат XStrahl

Abstract

Purpose: To review and compare the results of dosimetric measurements obtained by various methods on the CIX3 Cabinet X-Ray Irradiator XStrahl.

Material and methods: The measurements were carried out using the CIX3 Cabinet X-Ray Irradiator XStrahl. The equipment included a PC Electrometr, a connecting cable and a Farmer ionization chamber and additional filters made of high-purity copper of various thicknesses. The chamber was calibrated to absorbed dose as well as air kerma. The measurements included half value layer and absorbed dose at reference points at levels of 30, 40, 50, and 60 cm from the radiation source for all defined modes of the devices. The absorbed dose was measured by two methods, in air and in a water-equivalent phantom at a depth of 2 cm relative to the surface level from the radiation source. In addition, there were identified parameters such as reproducibility of radiation, its linearity and time-error.

Results: The obtained values of the half value layers are in agreement with the calculated values and correspond to the tolerance levels specified in the documentation. The absorbed dose measured by the two methods has a good level of overlap at the levels of 30 cm, 40 cm and 50 cm. At 60 cm, the absorbed dose in the phantom is ~5–9 % was lower than the dose in air.

Conclusion: In general, the methods used to measure the parameters of this kind of X-ray equipment are adequate. The method of measuring the absorbed dose by an ionization chamber calibrated in air kerma units is preferred.

Key words: x-ray, dosimetry, irradiator XStrahl

E-mail: smyslov.ay@gmail.com

<https://doi.org/10.52775/1810-200X-2025-105-1-60-68>

Введение

Точность и воспроизводимость подведения предписанной поглощенной дозы облучения критически важны для достоверности результатов как доклинических, так и клинических радиобиологических исследований, проводимых с использованием высоковольтных рентгеновских установок. Это необходимо для валидации полученных в ходе радиобиологических исследований результатов, а также для проведения достоверных сличений между различными лабораториями. Также это важно для оценки качества полученных данных, ограничений их применения и гипотез, лежащих в основе доклинических и клинических испытаний. Каждое подобное исследование должно быть воспроизводимым, интерпретируемым и сопоставимым, что подчеркивает необходимость стандартизированных методик и протоколов, согласованных с международными рекомендациями и стандартами.

Дозиметрия на рентгеновских аппаратах является крайне непростой задачей, поскольку полученное значение абсолютной дозы зависит от множества факторов и, кроме того, в настоящее время отсутствует единый мировой стандарт таких измерений. Таким образом, поглощенная доза, измеренная разными методами, может иметь различие в несколько процентов, что может привести к неоднозначным оценкам результатов. Основной целью данной работы было сравнение данных, полученных при измерениях разными методиками, и выбор наиболее адекватной для рентгеновских аппаратов данного типа.

Материал и методы

Измерения проводились на рентгеновском аппарате для лабораторных исследований CIX3 Cabinet принадлежащего Экспериментальной биологической лаборатории Центрального научно-исследовательского института эпидемиологии (Москва). Аппарат представляет собой защищенный шкаф (рис. 1) с установленной в нем рентгеновской трубкой MXR-321 с углом наклона анода 30°, размером фокусного пятна 8 мм, максимальным напряжением 320 кВ и током от 1,0 мА до 30 мА. Внутренняя фильтрация обеспечивается 4,0 мм Be, в дополнение к которой идут три сменных фильтра 3 мм Al, 1 мм Cu и составной фильтр 1,0 мм Sn/1,5 мм Al/0,25 мм Cu (рис. 2). Внутри шкафа на его стенках, начиная с расстояния от фокусного пятна в 20 см и через каждые 10 см, расположены держатели для установки разметочной доски из плексигласа (рис. 3), на которую устанавливается дополнительное оборудование или объекты для проведения экспериментов.

Для измерений слоев половинного ослабления и абсолютной дозы на всех заданных расстояниях от источника использовалась цилиндрическая ионизационная камера типа Фармер A19 (Standard Imaging, США) с объемом 0,62 см³ и клинический дозиметр PC-Electrometer (Sun Nuclear Corporation, США). Диапазон индикации заряда от 2×10^{-12} до 10^{-2} Кл с разрешением 15×10^{-15} Кл. Диапазон индикации тока от 2×10^{-12} до 5×10^{-8} А. Ток утечки при присоединенных кабеле и камере не превышал $\pm 10^{-15}$ А и компенсировался во время измерений.



Рис. 1. Внешний вид лабораторного рентгеновского аппарата CIX3 Cabinet Xstrahl



Рис. 2. Дополнительные фильтры для формирования пучков излучения

При измерении слоев половинного ослабления использовались дополнительные фильтры из высокочистой меди (PTW Freiburg, Германия) различной толщины, с длиной и шириной 100×100 мм. Толщина пластин варьировалась от 0,104 мм до 5,022 мм. В связи с тем, что обеспечить отсутствие отражающих поверхностей на расстоянии 1 метра по сторонам и за камерой не представлялось возможным, измерения проводились следующим образом. В качестве коллиматора для создания узкого пучка излучения использовался аппликатор d2/30 с диаметром выходного отверстия 2,0 см, разметочная доска находилась на уровне 70 см, а камера на уровне 50 см. Дополнительные фильтры-поглотители устанавливались на уровне среза аппликатора на специальную полую цилиндрическую пластиковую подставку, внутри которой находилась и ионизационная камера. Таким образом, расстояние между центром ионизационной камеры и дополнительными поглотителями составляло 20 см

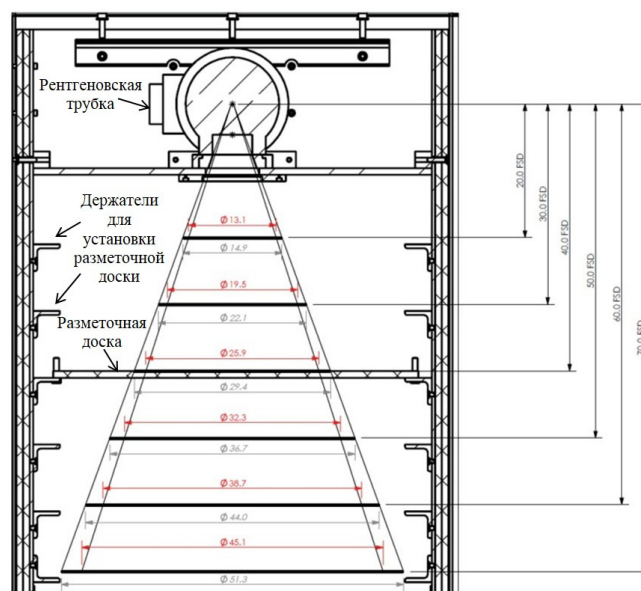


Рис. 3. Схема внутреннего устройства аппарата CIX3 Cabinet Xstrahl

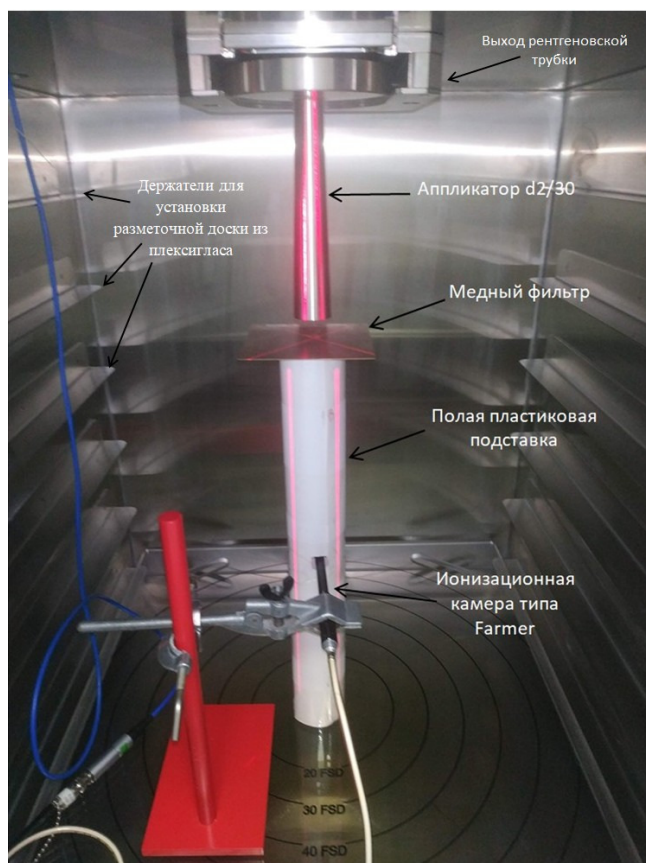


Рис. 4. Методика измерения слоев половинного ослабления

(рис. 4). Полая цилиндрическая подставка защищала камеру от влияния вторичного электронного излучения со сторон перпендикулярных оси пучка. Измерения и последующий анализ погрешности выполнялись согласно методике, описанной в работе [4].

Абсолютная калибровка всех режимов работы аппарата проводилась двумя методами. Согласно первому методу [1] измерения проводились в воздухе с помощью ионизационной камеры, поверенной в единицах воздушной кермы. Камера устанавливалась на уровнях 30, 40, 50 и 60 см от источника излучения. Облучение проводилось без использования аппликаторов в геометрии широкого пучка таким образом, чтобы центр измерительной полости ионизационной камеры находился на центральной оси пучка и в плоскости заданного расстояния от источника (рис. 5).

Второй метод, описанный в работах [2–5], заключался в использовании твердотельного водно-эквивалентного фантома Plastic Water® LR (Low Energy Range) CIRS® и Virtual Water®,

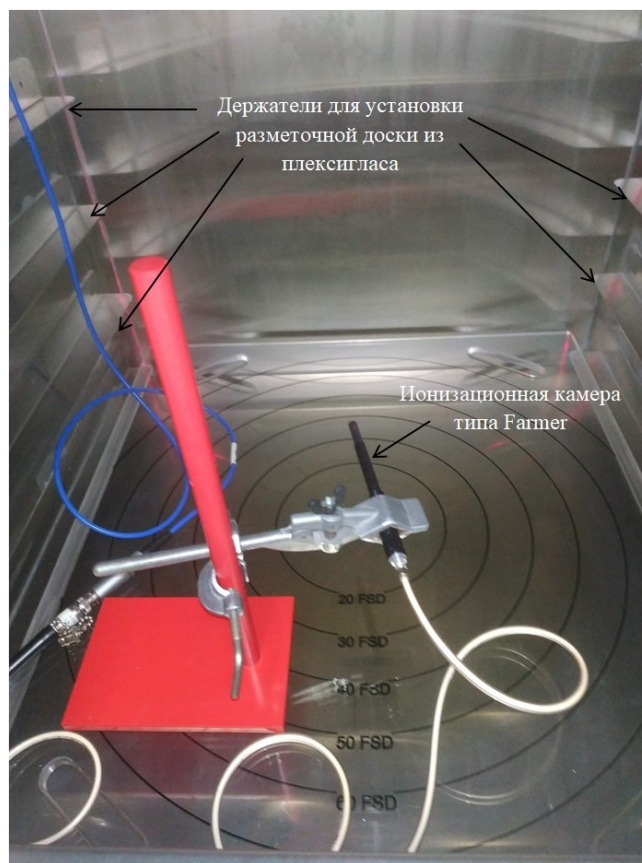


Рис. 5. Методика измерения поглощенной дозы с использованием ионизационной камеры типа Farmer в воздухе

обеспечивающих достаточно хорошую имитацию воды в рентгеновском диапазоне, в сочетании с ионизационной камерой, поверенной по поглощенной дозе в воде. Измерения выполнялись без аппликатора в геометрии широкого пучка. Ионизационная камера устанавливалась в специальную адаптерную пластину на глубине 2 см, при этом поверхность фантома находилась на уровне поверхности разметочной доски (рис. 6). Время каждого измерения также составляло 60 секунд. Для перехода к поверхности дополнительно были измерены уровни поглощенной дозы на глубине 1 и 3 см. Затем полученные данные экстраполировались на поверхность с помощью полинома 2-го порядка [7].

В дополнение к основным измерениям были проведены измерения воспроизводимости и линейности пучков излучения аппарата, а также ошибка таймера [4].

Тест воспроизводимости качества излучения проводился аналогично измерениям слоев половинного ослабления в воздухе в геометрии

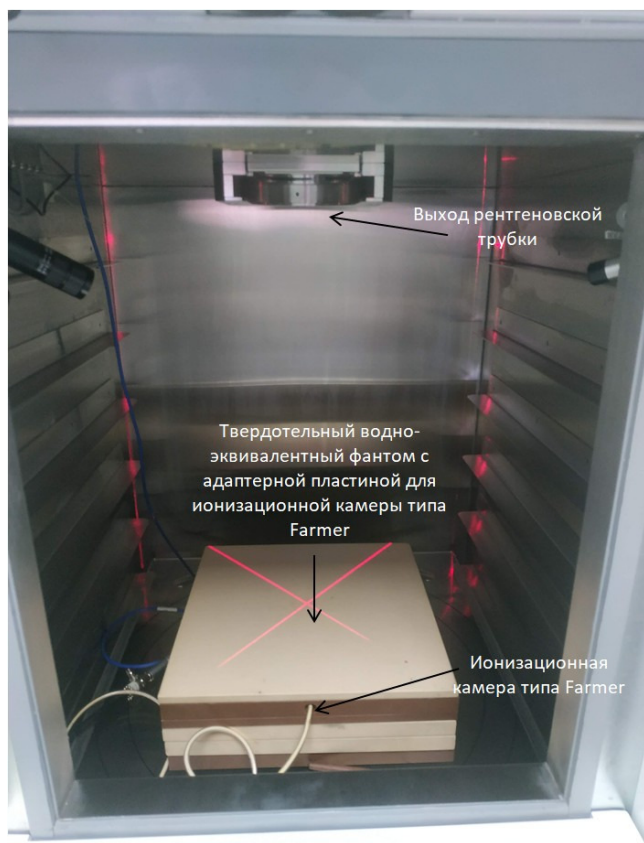


Рис. 6. Методика измерения поглощенной дозы с использованием ионизационной камеры типа Farmer в водозвешиваемом фантоме

узкого пучка, с использованием аппликатора d2/30, для всех режимов работы аппарата. Далее воспроизводимость качества рентгеновского излучения оценивалась по формуле:

$$|1 - K_{\min}/K_{\max}| < 0,02, \quad (1)$$

где $K_{\min}$ и $K_{\max}$ – минимальное и максимальное значение воздушной кермы (ионизационного тока или заряда) относящиеся к одной серии (режиму работы аппарата) соответственно.

Оценка линейности рентгеновского измерения также проводилась для всех режимов работы РТА в стандартных условиях с использованием аппликатора d2/30. Измерения включали в себя две серии – 30 с и 120 с, затем

линейность радиационного выхода вычислялась по формуле:

$$|1 - (K_2/(4K_1))| < 0,03, \quad (2)$$

где K_1 , K_2 – средние значения поглощенной дозы, полученные при заданных на РТА значениях 30 с и 120 с соответственно.

Погрешность таймера возникает вследствие переходных процессов в электротехническом оборудовании. При включении пучка рентгеновского излучения возрастание анодного тока происходит постепенно от момента включения и до заданного значения, занимая от долей секунды до нескольких секунд. Это вносит определенную погрешность по времени экспозиции и по значению подведенной дозы. Установленная продолжительность измерения составляла 6 с и 60 с. Погрешность таймера вычислялась по формуле:

$$TE = (T_2 R_1 - T_1 R_2) / (R_2 - R_1), \quad (3)$$

где: R_1 , R_2 – полученная доза, T_1 , T_2 – установленное время облучения.

Расчет неопределенностей для всех видов измерений проходил в соответствии с методикой, описанной в работе [4].

Результаты

Значения слоев половинного ослабления для трех режимов работы аппарата представлены в табл. 1.

Для перехода от воздушной кермы к поглощенной дозе в воде, при измерениях абсолютной дозы в воздухе, использовалась формула:

$$D_{w,z=0} = M_G N_K B_w P_{stem,air} \left[\left(\frac{\bar{\mu}_{en}}{\rho} \right)_{air}^w \right], \quad (4)$$

где M_G – скорректированные показания дозиметра, учитывающие коэффициенты P_{ion} , P_{pol} , P_{elec} , P_{tr} ; N_K – калибровочный коэффициент, установленный в калибровочной лаборатории; B_w – коэффициент обратного рассеяния от поглотителя, позволяющий перейти от значений в воздухе к значениям в фантоме, брался из

Таблица 1

Значения слоев половинного ослабления

№	U, кВ	Фильтр	I, мА	СПО, мм Cu
1	195	3 мм Al	10	0,373
2	300	1 мм Cu	10	2,388
3	300	1,0 мм Sn/1,5 мм Al/0,25 мм Cu	10	3,897

Таблица 2

Значения поглощенной дозы на заданном уровне измерения в воздухе

№	U, кВ	I, мА	Фильтр	Доза на уровне поверхности, сГр			
				30 см	40 см	50 см	60 см
1	195	10	3 мм Al	407,13	232,40	151,12	110,56
2	300	10	1 мм Cu	398,66	229,63	150,61	110,39
3	300	10	1,0 мм Sn/1,5 мм Al/0,25 мм Cu	207,87	119,38	77,77	56,10

Таблица 3

Значения поглощенной дозы на глубине 2 см относительно заданного уровня измерения в водозквивалентном фантоме

№	U, кВ	I, мА	Фильтр	Доза на глубине 2 см относительно уровня, сГр			
				30 см	40 см	50 см	60 см
1	195	10	3 мм Al	316,24	187,75	123,76	87,61
2	300	10	1 мм Cu	340,02	203,67	135,72	96,14
3	300	10	1,0 мм Sn/1,5 мм Al/0,25 мм Cu	175,98	101,25	71,20	50,24

Таблица 4

Значения поглощенной дозы на поверхности водозквивалентного фантома на заданном уровне измерения

№	U, кВ	I, мА	Фильтр	Доза на уровне поверхности, сГр			
				30 см	40 см	50 см	60 см
1	195	10	3 мм Al	407,79	229,43	147,21	102,52
2	300	10	1 мм Cu	393,33	222,68	143,25	101,12
3	300	10	1,0 мм Sn/1,5 мм Al/0,25 мм Cu	208,72	115,49	74,27	53,32

Таблица 5

Значения воспроизводимости и линейности пучков излучения, а также погрешность таймера

U, кВ	I, мА	Фильтр	Воспр-сть, %	Линейность, %	Ошибка таймера, с
195	10	3 мм Al	0,17	1,28	0,08
300	10	1 мм Cu	0,25	1,94	0,13
300	10	1,0 мм Sn/1,5 мм Al/0,25 мм Cu	0,35	1,28	0,08

приложения к протоколу TG-61 в зависимости от СПО; в связи с тем, что аппликаторы не использовались, коэффициент B_w брался для максимального размера аппликатора 20×20 см; $P_{\text{stem, air}}$ – поправочный коэффициент на форму камеры, рассеяние телом которой меняется при переходе от условий калибровки к реальным измерениям, зависит от размеров поля, однако в случае использования цилиндрической ионизационной камеры типа Farmer ожидается, что колебания этого коэффициента приведут к изменению финального результата в пределах до 1 %, в связи с чем данным коэффициентом можно пренебречь;

$\left[\left(\frac{\mu_{\text{en}}}{\rho} \right)_{\text{air}}^w \right]_{\text{air}}$ – массовый коэффициент поглоще-

ния энергии, усреднённый по всему фотонному спектру пучка, брался из приложения к протоколу TG-61 в зависимости от СПО.

Полученные значения поглощенной дозы для всех режимов работы аппарата на каждом из уровней от источника излучения представлены в табл. 2.

Результаты измерения поглощенной дозы, проведенных в водозквивалентном фантоме на глубине 2 см, и расчетные значения на поверхности фантома с помощью ионизационной камеры, поверенной в единицах поглощенной дозы, представлены в табл. 3 и 4.

Значения воспроизводимости и линейности пучков излучения, а также погрешность таймера приведены в табл. 5.

Таблица 6

Результаты сравнения экспериментальных и расчетных значений СПО

№	U, кВ	Фильтр	СПО эксперимент, мм	СПО расчет, мм	Различие, %
1	195	3 мм Al	0,373	0,365	2,19
2	300	1 мм Cu	2,421	2,388	0,76
3	300	1,0 мм Sn/1,5 мм Al/0,25 мм Cu	3,930	3,897	2,28

Обсуждение

Несмотря на то, что аппарат CIX3 Cabinet является исследовательским и не используется в терапии, его основой является рентгеновская трубка, дозиметрические характеристики которой можно измерить, основываясь только на методиках, разработанных для рентгенотерапевтических аппаратов.

Однако в реальности данный аппарат имеет некоторые свои особенности, которые не позволяют применить выбранные методики измерения в чистом виде, в связи с чем полученные результаты могут быть частично оспорены при использовании других методов измерения. В то же время, проводить дозиметрические измерения самой трубки с выносом из аппарата, если бы такое было возможно, не имеет никакого смысла. Облучение исследуемых объектов (мышей, крыс и т.д.) проводятся в аппарате как он есть, поэтому исследователю необходимо знать точную поглощенную дозу, полученную внутри аппарата, а не просто дозиметрические характеристики рентгеновской трубки.

Так, например, при измерении слоев половинного ослабления для ортовольтных режимов рекомендуется выставлять ионизационную камеру таким образом, чтобы расстояние от источника до центра ионизационной камеры составляло 50 см, и в радиусе 1 метра вокруг нее не было никаких рассеивающих элементов, которые могут внести искажения в структуру спектра [1–7]. Выполнить данное требование при измерении внутри аппарата не представляется возможным. Поэтому для измерений использовался специальный тубус, который защищал ионизационную камеру, находящуюся внутри, от вторичного электронного излучения. Снизу защита обеспечивалась плексигласовой пластиной, на которой и устанавливался тубус и штатив с ионизационной камерой.

В дополнение было проведено сравнение полученных экспериментальных данных с дан-

ными, рассчитанными по специализированной программе SpecCalc [8], результаты представлены в табл. 6. Программа разработана авторами G Poludniowski, G Landry, F DeBlois, P M Evans и F Verhaegen для научных исследований в области медицинской техники и доступна на сайте <https://spekcalc.weebly.com>. Математическая модель SpecCalc основана на детерминированных уравнениях для описания тормозного излучения в сочетании с предварительно рассчитанными распределениями электронов. Программа может моделировать широкий диапазон потенциалов рентгеновской трубки и обеспечивает расчет спектров излучения, удовлетворительно согласующиеся с результатами современных расчетов методом Монте-Карло.

Расчет в программе проводился с учетом следующих параметров рис. 7:

- ✓ напряжение на трубке;
- ✓ угол наклона анода;
- ✓ расстояние от фильтра до центра ионизационной камеры;
- ✓ толщина внутреннего фильтра из бериллия (Be);

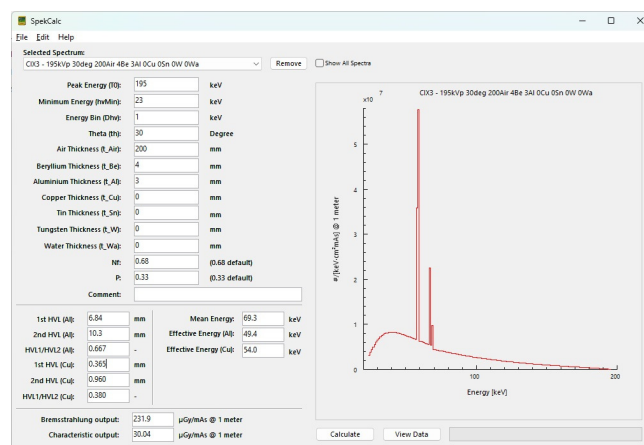


Рис. 7. Общий вид окна программы SpecCalc с примером расчета спектра пучка рентгеновского излучения с напряжением на трубке 195 кВ и фильтром 3 мм Al

Таблица 7

Результаты сравнения значений поглощенной дозы, измеренных разными методами

Режим работы аппарата	Тип калибр.	Значение поглощенной дозы, сГр				Различие, %			
		30 см	40 см	50 см	60 см	30 см	40 см	50 см	60 см
195 кВ, 3 мм Al	$D_{air,w}$	407,13	232,40	151,12	110,56	0,16	1,30	2,66	7,84
	D_w	407,79	229,43	147,21	102,52				
300 кВ, 1 мм Cu	$D_{air,w}$	398,66	229,63	150,61	110,39	1,34	3,03	4,89	8,40
	D_w	393,33	222,68	143,25	101,12				
300 кВ, 1,0 мм Sn/ 1,5 мм Al/ 0,25 мм Cu	$D_{air,w}$	207,87	119,38	77,77	56,10	0,41	3,26	4,50	4,97
	D_w	208,72	115,49	74,27	53,32				

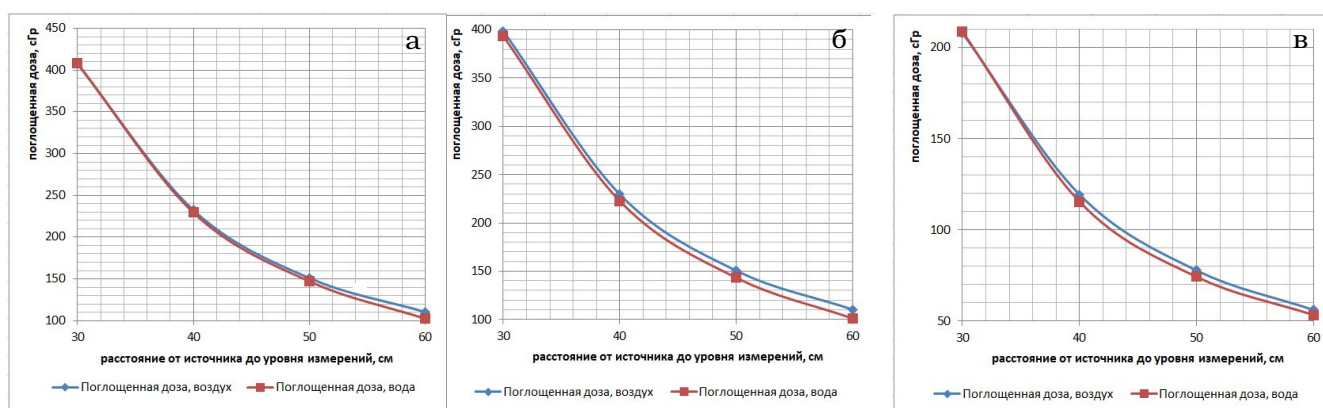


Рис. 8. а – график зависимости поглощенной дозы от расстояния от источника до уровня измерения для пучка рентгеновского излучения 195 кВ 3 мм Al; б – график зависимости поглощенной дозы от расстояния от источника до уровня измерения для пучка рентгеновского излучения 300 кВ 1 мм Cu; в – График зависимости поглощенной дозы от расстояния от источника до уровня измерения для пучка рентгеновского излучения 300 кВ 1 мм Sn 1,5 мм Al 0,25 мм Cu

- ✓ толщина дополнительного фильтра из алюминия (Al), меди Cu) и олова (Sn).

В результате различие между экспериментальными и расчетными данными не превысило 3 %, что укладывается в диапазон разброса СПО ± 10 % в течение года, который рекомендован производителем XSrtrahl [9].

При сравнении данных, полученных при абсолютной дозиметрии, можно увидеть, что значения поглощенной дозы на уровне 30 см имеют максимальное различие 1,34 %, что не выходит за рамки рассчитанной неопределенности. Это обстоятельство связано с тем, что диаметр области облучения на уровне 30 см равен 19,5 см, т.е. фактически соответствует аппликатору 20×20 см, коэффициенты которого брались для расчета в случае использования ионизационной камеры, поверенной в единицах воздушной кермы. При этом коэффициент B_w для полученных значений слоев половинного ослабления растет с ростом размера поля облучения и, таким образом, расчетные значения поглощен-

ной дозы для расстояния от источника до центра ионизационной камеры больше 30 см должны также возрастать. Однако из полученных данных видно, что существенная разница в поглощенной дозе наблюдается только на уровне центра ионизационной камеры 60 см от источника излучения, где размер поля составлял 38,7 см (табл. 7 и рис. 8). При этом с увеличением размера поля облучения, доза в фантоме становится меньше дозы в воздухе. Это связано с тем, что водно-эквивалентный фантом имеет конечный размер 30×30 см, и на уровне 60 см размер поля облучения существенно превышает размер фантома. Кроме того, для расчета дозы на поверхности применялся полином только 2 порядка из-за малого количества измеренных по глубине точек, что соответственно внесло свой вклад в неопределенность полученных значений поглощенной дозы на поверхности фантома.

Измерения воспроизводимости показали, что все пучки излучения аппарата полностью удовлетворяет условиям формулы (1). Таким об-

разом, можно утверждать, что качество излучения имеет отклонения в пределах менее 0,35 % и, соответственно, процентная глубинная доза также стабильно воспроизводится при использовании любого из пучков аппарата. Линейность и погрешность таймера находятся в пределах, рекомендованных в работе [4]. Наибольшие значения отклонения в линейности доставки дозы и погрешности таймера 1,94 % и 0,13 с соответственно наблюдается для пучка 300 кВ с фильтром 1 мм Cu.

Заключение

В работе проведен обзор и сравнение основных дозиметрических характеристик лабораторного рентгеновского аппарата CIX3 Cabinet Xstrahl, измеренных различными способами. Полученные значения СПО для всех режимов работы аппарата имеют хорошее совпадение с расчетными данными. Максимальное различие составило 2,3 %. Поглощенная доза, измеренная двумя различными методами, также имеет хорошее совпадение на всех уровнях измерений в пределах не более 4,9 %. Существенная разница в полученных значениях поглощенной дозы наблюдается только на уровне 60 см (от 5 % до 8,4 %), что обусловлено условиями измерений и погрешностью пересчета дозы. Значения воспроизводимости и линейности исследуемых пучков излучения соответствуют критериям, предъявляемым таким пучкам. Погрешность таймера также находится в пределах допустимых значений.

В целом выбранные методики измерений рентгеновского аппарата CIX3 Cabinet Xstrahl адекватно оценивают его дозиметрические характеристики. При этом для измерений поглощенной дозы наиболее подходящей является методика, основанная на измерениях в воздухе.

Список литературы

1. Ma C-M, Coffey CW, DeWerd LA, et al. AAPM protocol for 40-300 kV x-ray beam dosimetry in radiotherapy and radiobiology. *Med Phys*. 2001; 28 (6): 868-93.
2. Определение поглощенной дозы при дистанционной лучевой терапии. Международные практические рекомендации по дозиметрии, основанные на эталонах единицы поглощенной дозы в воде. TRS-398. МАГАТЭ. 2004.
3. Technical reports series No. 398. Absorbed dose determination in external beam radiotherapy an international code of practice for dosimetry based on standards of absorbed dose to water. IAEA 2024.
4. Смыслов АЮ, Захаров ВВ, Сухих ЕС. Методические рекомендации. Измерение дозиметрических параметров рентгенотерапевтических аппаратов с напряжением генерации пучков рентгеновского излучения от 10 кВ до 300 кВ. Томск: Издательство Томского государственного университета 2023. 60с. УДК 616-71:621.386.82(076.5), ББК 34.967:31.42-5я7, ISBN 978-5-907572-11-9.
5. Смыслов АЮ. Апробация методических рекомендаций по дозиметрической аттестации рентгенотерапевтических аппаратов с пучками рентгеновского излучения от 10 кВ до 300 кВ. Вестник Российского научного центра рентгенорадиологии. 2023. 1.
6. Васильев ВН, Смыслов АЮ, Коконцев АА. Сравнительный анализ протоколов абсолютной калибровки рентгенотерапевтических пучков низких и средних энергий. Медицинская физика. 2021; (4): 29-45.
7. Aspradakis MM, Zucchetti P. Acceptance, commissioning and clinical use of the Womed T-200 kilovoltage X-ray therapy unit. *Brit J Radiol*. 2015; 88. Art. 20150001.
8. Poludniowski G, et al. SpekCalc: a program to calculate photon spectra from tungsten anode x-ray tubes. *Phys Med & Biol*. 2009; 54 (433). DOI 10.1088/0031-9155/54/19/N01.
9. Xstrahl 200 X-Ray Therapy System Operator Manual Xstrahl Ltd. 2020.

Конфликт интересов. Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

Финансирование. Исследование не имело спонсорской поддержки.

Участие авторов. Статья подготовлена с равным участием авторов.

Поступила: 21.01.2025. Принята к публикации: 10.03.2025.

Conflict of interest. The authors declare no conflict of interest.

Financing. The study had no sponsorship.

Contribution. Article was prepared with equal participation of the authors.

Article received: 21.01.2025. Accepted for publication: 10.03.2025.