

ДОЗИМЕТРИЯ НА РЕНТГЕНОТЕРАПЕВТИЧЕСКИХ АППАРАТАХ XSTRAHL 200 И XSTRAHL 300

А.Ю. Смыслов, А.А. Коконцев

Российский научный центр рентгенрадиологии МЗ РФ, Москва

DOSIMETRY MEASUREMENT AT XSTRAHL 200 AND XSTRAHL 300 X-RAY THERAPY DEVICES

A.Yu. Smyslov, A.A. Kokontcev

Russian Scientific Center of Roentgenoradiology, Moscow, Russia

Реферат

Цель: Проведение сравнительного анализа дозиметрических характеристик рентгенотерапевтических аппаратов серии XStrahl 200 и XStrahl 300.

Материал и методы: В исследовании использовались 5 аппаратов типа XStrahl 200 и 6 аппаратов XStrahl 300 (Великобритания). Оборудование для измерений включало электрометр PC Electrometr, соединительный кабель и две ионизационные камеры для низких и средних энергий. Дозиметрические измерения включали в себя измерения слоев половинного ослабления (СПО) для всех определенных режимов работы аппаратов и поглощенной дозы в опорных точках для низких и средних энергий.

Результаты: Полученные значения СПО для всех режимов работы обоих типов аппаратов имеют хорошее совпадение и соответствуют толерантным уровням, установленным в документации. Поглощенная доза для референсных аппликаторов d3/20 и 10×10/50 имеет небольшой разброс значений для всех аппаратов.

Заключение: В целом значения параметров усредненных пучков для всех комбинаций “режим работы – аппликатор” могут использоваться для ориентира при проведении калибровки данного типа рентгенотерапевтических аппаратов, что существенно упростит их калибровку и поможет медицинским физикам и дозиметристам избегать грубых ошибок.

Ключевые слова: рентгенотерапия, рентгеноаппараты, XStrahl 200, XStrahl 300

Abstract

Purpose: To conduct a comparative analysis of the dosimetric characteristics of X-ray therapy devices XStrahl200 and XStrahl300 series (UK).

Material and methods: 5 XStrahl 200 and 6 XStrahl 300 devices were used in this study. The measuring equipment included a PC Electrometer, a connecting cable and two ionization chambers for low and medium energies. Dosimetric measurements included measurements of the HVL for all defined modes of the devices and the absorbed dose at reference points for low and medium energies.

Results: The values of HVL that were obtained for all of modes of both types of x-ray devices have a good match and correspond to the tolerant levels set in the documentation. The absorbed dose for reference applicators d3/20 and 10×10/50 has a small deviation for all devices.

Conclusion: In general, the values of the averaged beams for all combinations of mode-applicator can be used as a reference when X-ray therapy devices calibrating, and can be helpful for medical physicists and dosimetrists avoid gross errors.

Key words: x-ray, x-ray therapy, XStrahl200, XStrahl300

E-mail: smyslov.ay@gmail.com

<https://doi.org/10.52775/1810-200X-2024-101-1-36-43>

Введение

На сегодняшний день рентгенотерапия остается одним актуальных и эффективных методов лечения как онкологических, так и неонкологических заболеваний. За последние годы в России значительно увеличился и обновился парк рентгенотерапевтических аппаратов различных производителей, в том числе и аппаратами серии XStrahl 200 и XStrahl 300 производства XStrahl Ltd (Великобритания). При этом дозиметрия на этих аппаратах является очень важной частью предлучевой подготовки к лечению пациентов. Дозиметрические измерения необходимы как на этапе ввода аппарата в эксплуатацию, так и в процессе его постоянной работы в клинике для контроля качества излучения и постоянства поглощенной дозы. Ввод аппарата в эксплуатацию обычно подразумевает под собой проведение ряда операций по калибровке пучков и определению их основных дозиметрических характеристик. К основным характеристикам относятся слой половинного ослабления для каждого режима излучения – напряжения на трубке и типа фильтра и поглощенная доза для всех комбинаций “режим излучения – аппликатор”. При этом аппараты серии XStrahl 200 и XStrahl 300 обычно калибруются таким образом, что бы для референсных аппликаторов в каждом из диапазонов энергий выполнялось соотношение $1 \text{ Гр} = 100 \text{ МЭ}$ в опорной точке для низких энергий на уровне облучаемой поверхности, а для средних энергий – на глубине 2 см, остальные аппликаторы калибруются относительно референсного без занесения в базу данных аппарата значений поглощенной дозы. Процедуры измерения этих параметров подробно описаны в работах [1] и документации к аппаратам [2, 3]. В качестве дополнительных дозиметрических характеристик могут рассматриваться погрешность таймера, линейность радиационного выхода, размеры, симметрия и флатность полей излучения. Обеспечение гарантии качества на этих аппаратах подробно описано в работе [4].

Все аппараты типа XStrahl 200 имеют одни и те же режимы работы, т.е. одинаковые фильтры и напряжение на трубке, отличия могут быть только в установленном для каждого из режимов работы токе (мА), то же самое имеет место и для аппаратов серии XStrahl 300.

Рентгенотерапевтические аппараты обычно имеют индивидуальную калибровку, которую периодически необходимо проводить

повторно. В настоящей работе сделана попытка провести сравнение измеренных значений СПО и мощности поглощенной дозы в опорных точках для всех режимов работы аппаратов одной и той же модели с референсными аппликаторами, так как этого, как правило, достаточно для их калибровки. Данные по параметрам усредненных пучков могут служить ориентиром для медицинских физиков и дозиметристов при выполнении дозиметрических измерений на аппаратах этих серий.

Материал и методы

Аппарат XStrahl 200 и XStrahl 300 предназначены для рентгеновского облучения пучками низких и средних энергий (поверхностная и ортовольтная рентгенотерапия). Аппараты имеют рентгеновскую трубку с водяным охлаждением и максимальным напряжением 225 кВ и 300 кВ соответственно. Конструктивно трубка состоит из мишени, которая изготовлена из вольфрама с углом наклона 30° , и выходным окном из бериллия толщиной 0,8 мм. Аппараты, как правило, имеют 9 стандартных режимов работы с напряжением от 40 до 220 кВ для XStrahl 200 и от 60 до 300 кВ для XStrahl 300, при этом ток может варьироваться от 2 до 30 мА (табл. 1 и 2). Фильтры имеют определенную толщину и выполнены из алюминия, меди или олова и их комбинаций (рис. 1). Набор стандартных аппликаторов состоит из двух видов – открытые круглые аппликаторы с фокусным расстоянием 20 см или 30 см и закрытые квадратные аппликаторы с фокусным расстоянием 50 см, табл. 3 и 4. Все квадратные аппликаторы изготовлены из меди с плексигласовым смотровым оконечанием (рис. 2).

Дозиметрические измерения включали в себя измерения слоев половинного ослабления

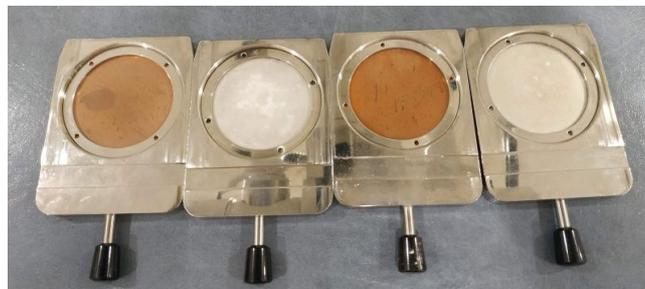


Рис. 1. Фильтры для различных режимов работы аппаратов серии XStrahl 200 и XStrahl 300

Таблица 1

Стандартные основные фильтры для различных режимов работы аппарата XStrahl 200

Фильтр	F1	F2	F3	F4	F5	F6	F7	F8	F9
U, кВ	40	60	80	100	120	150	180	200	220
Основной	1,0Al	1,5Al	2,5Al	3,0Al	5,0Al	6,0Al	0,5Cu	1,0Cu	2,0Cu
Доп.	0,8Al	1,0Al	2,0Al	2,0Al	0,5Al 0,1Cu	1,0Al 0,1Cu	1,0Al 0,15Cu	1,0Al 0,45Cu	1,0Al 0,25Cu 0,45Sn

Таблица 2

Стандартные основные фильтры для различных режимов работы аппарата XStrahl 300

Фильтр	F1	F2	F3	F4	F5	F6	F7	F8	F9
U, кВ	60	80	100	120	150	180	200	250	300
Основной	1,5Al	2,5Al	3,0Al	5,0Al	6,0Al	0,5Cu	1,0Cu	2,0Cu	3,0Cu
Доп.	1,0Al	2,0Al	2,0Al	0,5Al 0,1Cu	1,0Al 0,1Cu	1,0Al 0,15Cu	1,0Al 0,45Cu	1,0Al 1,10Cu	1,5Al 0,25Cu 0,50Sn

Таблица 3

Стандартные аппликаторы для аппаратов XStrahl 200

Тип аппликатора	Фокусное расстояние, см	Размер поля, см					
		$\emptyset 2$	$\emptyset 3$	$\emptyset 4$	$\emptyset 5$	$\emptyset 10$	-
Открытый круглый	20	$\emptyset 2$	$\emptyset 3$	$\emptyset 4$	$\emptyset 5$	$\emptyset 10$	-
Закрытый квадратный	50	4×4	6×6	8×8	10×10	15×15	20×20

Таблица 4

Стандартные аппликаторы для аппаратов XStrahl 300

Тип аппликатора	Фокусное расстояние, см	Размер поля, см					
		$\emptyset 3$	$\emptyset 4$	$\emptyset 5$	$\emptyset 10$	-	-
Открытый круглый	30	$\emptyset 3$	$\emptyset 4$	$\emptyset 5$	$\emptyset 10$	-	-
Закрытый квадратный	50	4×4	6×6	8×8	10×10	15×15	20×20

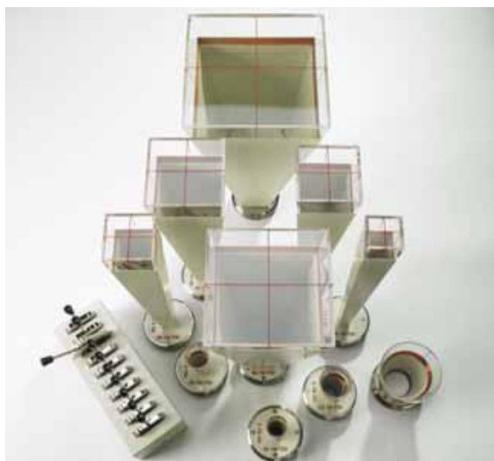


Рис. 2. Пример набора стандартных аппликаторов для аппарата XStrahl 200

(СПО) для всех определенных режимов работы аппаратов и поглощенной дозы в опорных точках для низких и средних энергий. Для удобства сравнения конечные наборы данных содержат значения поглощенной дозы в опорных точках в пересчете на 1 мА.

В соответствии с рекомендациями, изложенными в [1], измерение СПО проводилось в геометрии узкого пучка. С этой целью использовался аппликатор наименьшего диаметра $d3/20$ или $d3/30$ для разных типов аппаратов (диаметр выходного окна аппликатора 3 см, расстояние от источника до выходного окна аппликатора 20 см или 30 см) и набор пластин из высокочистого алюминия и меди (PTW

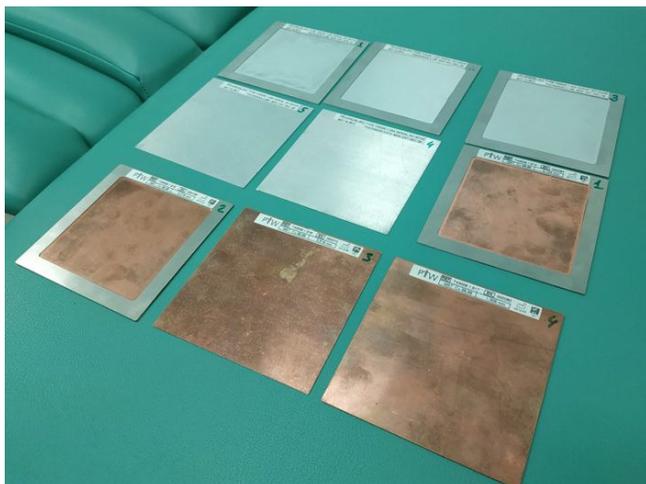


Рис. 3. Дополнительные фильтры поглотители, предназначенные для измерения СПО

Freiburg, Германия) (рис. 3). для низких и средних энергий соответственно.

Для измерений использовалась горизонтальная геометрия, т.е. головка трубки аппаратов поворачивалась на 90° и пучок распространялся в горизонтальной плоскости (рис. 4). Дополнительные фильтры устанавливались непосредственно вплотную к торцу выходного окна аппликатора. Ионизационная камера устанавливалась на специальном штативе напротив аппликатора на оси пучка. Расстояние от торца аппликатора до камеры составляло 20 см или 50 см для низких и средних энергий соответственно, что позволило устранить влияние вторичного рассеяния от дополнительных фильтров. В пределах 1 м за камерой также не было никакого рассеивающего материала. В процессе измерений для каждого режима были получены значения мощности кермы в воздухе (или значения ионизационного тока) без дополнительных фильтров и два значения вблизи уровня 50 %, одно – больше, другое – меньше (рис. 5). Толщина, уменьшающая мощность кермы в воздухе в два раза, получалась путем обратной линейной интерполяции в полулогарифмическом масштабе между этими парами точек [5]. Для всех режимов работы аппаратов проводилась по 4 измерения для дозы без поглотителя и с поглотителями разной толщины.

Поглощенная доза в воде в диапазоне низких энергий измерялась на поверхности водно-эквивалентного фантома (рис. 6) в комбинации со всеми открытыми аппликаторами. При измерениях вводилась поправка на давление и температуру воздуха, а также поправка

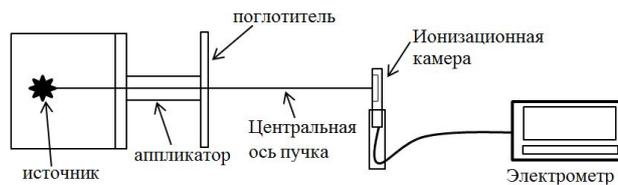


Рис. 4. Схема измерения СПО в геометрии узкого пучка в горизонтальной плоскости

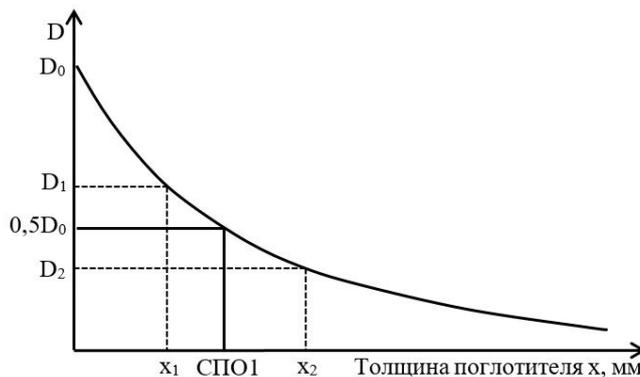


Рис. 5. График зависимости дозы от СПО для пучка рентгеновского излучения определенного качества

на качество излучения. Поправочный коэффициент рассчитывался на основе данных калибровочного сертификата ионизационной камеры, которые интерполировались в зависимости от СПО. Толщина фантома под камерой обеспечивала полное обратное рассеяние пучка. При измерениях с напряжениями выше 50 кВ входное окно камеры покрывалось полиэтиленовой пленкой толщиной 50 мкм для поглощения загрязняющих пучок вторичных электронов, генерируемых на внутренней стенке аппликатора.

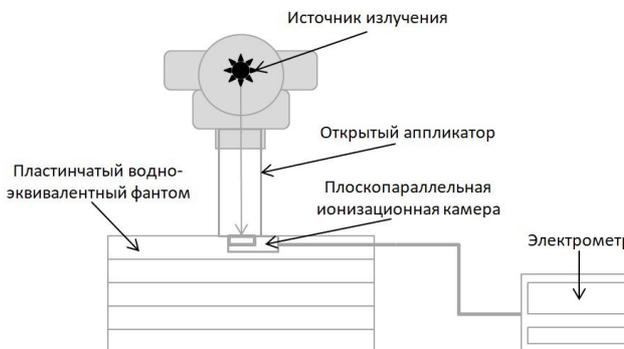


Рис. 6. Схема измерения поглощенной дозы в воде на поверхности водноэквивалентного фантома с использованием плоскопараллельной ионизационной камеры

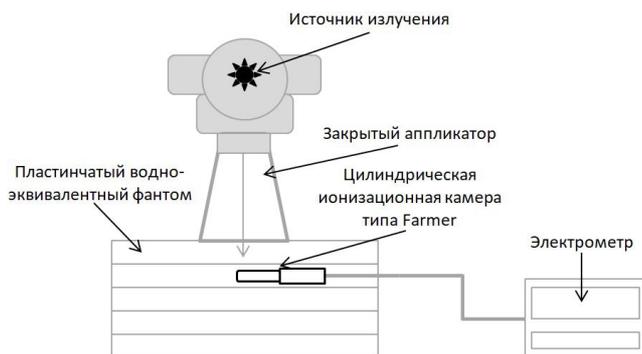


Рис. 7. Схема измерения поглощенной дозы в воде на глубине 2 см водноэквивалентного фантома с использованием цилиндрической ионизационной камеры типа Farmer

Абсолютная калибровка пучков средних энергий проводилась для всех аппликаторов дальнедистанционной рентгенотерапии внутри водноэквивалентного фантома на глубине 2 см (рис. 7). Также во время измерений вводились поправки на давление и температуру окружающего воздуха. Калибровочный фактор ионизационной камеры был постоянен в области средних энергий излучения, поэтому дополнительная поправка не вводилась.

Все измерения проводились плоскопараллельной ионизационной камерой TN23342 (PTW Freiburg, Германия) и цилиндрической ионизационной камерой типа Farmer A19 (Standard Imaging, США) для низких и средних энергий соответственно. Ионизационный ток измерялся с помощью клинического дозиметра PC Electrometer (SunNuclear, США). Ток утечки при присоединенных кабеле и камере не превышал 10 фА и компенсировался во время измерений.

В качестве среды измерений использовался водноэквивалентный фантом CIRS Plastic Water LR с адаптерной пластиной для плоскопараллельной камеры. Для ионизационной камеры типа Farmer использовалась адаптерная пластина из материала Virtual Water. Материал Plastic Water LR обеспечивает совпадение линейного коэффициента ослабления фотонов относительно жидкой воды не хуже 0,5 % в диапазоне от 15 кэВ до 8 МэВ. Фантом Virtual Water был верифицирован для рентгеновского диапазона в работе [6].

В работе использовались данные, полученные при дозиметрии на 5 аппаратах XStrahl 200 и 6 аппаратах XStrahl 300, принад-

лежащих различным лечебным учреждениям в России. В связи с тем, что на некоторых аппаратах XStrahl 200 был индивидуальный набор аппликаторов, отличный от стандартного, количество аппаратов, участвующих в усреднении для каждой из серий, было неодинаковым, однако минимальное количество наборов данных составляло не менее 4.

Результаты

Результаты измерений СПО и их усредненные значения, полученные на нескольких аппаратах XStrahl 200 и XStrahl 300, представлены в табл. 5 и 6 соответственно. Совпадение СПО для всех аппаратов XStrahl 200 находится на приемлемом уровне с наибольшей разницей между минимальным и максимальным значением около 10 % для напряжения 40 кВ и 180 кВ и средней разницей около 5,5 %. Для аппаратов XStrahl 300 получены более близкие друг к другу значения с наибольшей разницей между минимумом и максимумом 5,3 % при напряжении на трубке 180 кВ (рис. 8). При этом, согласно технической документации XStrahl [2, 3], толерантный уровень отклонения СПО в течение месяца/года равен $\pm 10\%$.

Абсолютная калибровка пучков излучения в области низких энергий аппаратов XStrahl 200 показала хорошее совпадение для всех аппликаторов и режимов работы. Наибольший разброс около 3,5 % наблюдался при напряжении 80 кВ в комбинации со всем аппликаторами. Для напряжений 40 кВ и 60 кВ разница составила менее 1 %. В то же время, в области средних энергий на всех режимах ра-

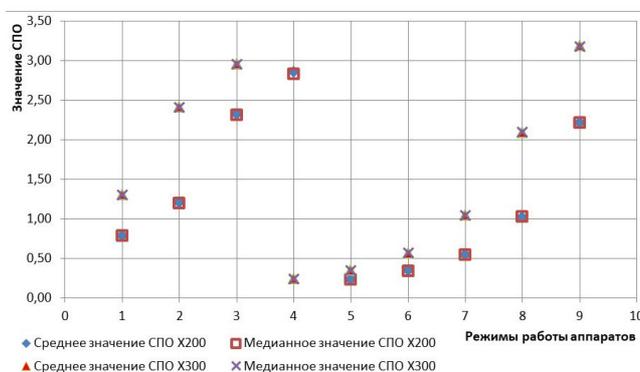


Рис. 8. Средние и медианные значения СПО аппаратов для обоих типов; 1–9 – соответствующие режимы работы аппаратов XStrahl 200 и XStrahl 300

Таблица 5

Усредненные значения СПО для всех режимов работы, полученные на аппаратах XStrahl 200

U, кВ	Толщина, мм	Среднее знач.	Медиана	SD*	SE*	Мин знач.	Макс знач.	Низ*	Верх*	σ
40	1,0 мм Al	0,783	0,782	0,034	0,015	0,738	0,819	0,741	0,826	±0,042
60	1,5 мм Al	1,205	1,197	0,033	0,015	1,172	1,248	1,160	1,250	±0,040
80	2,5 мм Al	2,318	2,316	0,036	0,016	2,276	2,362	2,270	2,360	±0,044
100	3,0 мм Al	2,859	2,827	0,082	0,037	2,792	2,998	2,760	2,960	±0,102
120	5,0 мм Al	0,232	0,232	0,005	0,002	0,225	0,240	0,226	0,239	±0,007
150	6,0 мм Al	0,341	0,341	0,009	0,004	0,327	0,351	0,329	0,352	±0,011
180	0,5 мм Cu	0,540	0,542	0,022	0,010	0,505	0,563	0,512	0,568	±0,028
200	1,0 мм Cu	1,018	1,021	0,021	0,010	0,982	1,038	0,991	1,040	±0,026
220	2,0 мм Cu	2,212	2,212	0,034	0,015	2,177	2,250	2,170	2,250	±0,042

*p < 0,001

Здесь и далее SD – стандартное отклонение; SE – стандартная погрешность среднего; Низ – нижняя граница 95 % доверительного интервала; Верх – верхняя граница 95 % доверительного интервала

Таблица 6

Усредненные значения СПО для всех режимов работы, полученные на аппаратах XStrahl 300

Тип аппликатора	Фокусное расстояние, см	Размер поля, см					
		∅ 2	∅ 3	∅ 4	∅ 5	∅ 10	–
Открытый круглый	20	∅ 2	∅ 3	∅ 4	∅ 5	∅ 10	–
Закрытый квадратный	50	4×4	6×6	8×8	10×10	15×15	20×20

боты аппаратов для аппликаторов 6×6/50 и 20×20/50 зафиксировано существенное отклонение от 10 % до 14,5 %. Для остальных аппликаторов типичное отклонение составило от 4–8 %. В табл. 7 и 8 приведены усредненные значения для референсных аппликаторов в каждом из диапазонов энергии.

Средний разброс значений абсолютной дозы на аппаратах XStrahl 300 получился несколько меньше для области низких энергий и составил около 3 % и без выбросов на отдельных тубусах. Для средних энергий значительный разброс значений наблюдался для напряжения 300 кВ – около 14 %, для остальных напряжений он составил от 3,5 % до 7,1 %. Все значения, полученные для остальных стандартных аппликаторов, хорошо коррелируют со значениями для референсных аппликаторов.

Обсуждение

СПО является качественной характеристикой пучка и относится к основным контро-

лируемым параметрам рентгенотерапевтических аппаратов. Хотя СПО не влияет на поглощенную дозу напрямую, но он используется в частности для определения коэффициентов качества пучков. Значение СПО и абсолютной дозы у разных аппаратов могут отличаться из-за расхождения в толщине фильтров для разных режимов работы аппарата, толщины стенки проходной ионизационной камеры, колебания напряжения и тока, погрешности таймера и общего износа трубки. Постоянство во времени значений СПО служит гарантией стабильности работы рентгеновской трубки и генератора напряжения.

В области низких энергий наибольшая разница между минимальным и максимальным значениями СПО получена для напряжения 40 кВ около 10 %. Для напряжений 60 кВ и 80 кВ значения расходятся на 6,0 % и 3,7 % соответственно. Такое снижение разницы с ростом энергии можно объяснить различной толщиной стенки проходной ионизационной камеры и разным возрастом трубок. В диапазоне средних энергий максимальное около 10 % и

Таблица 7

**Усредненные значения поглощенной дозы излучения аппаратов XStrahl 200
для референсных аппликаторов d3/20 и 10×10/50 в пересчете на 1 мА**

U, кВ	Толщина, мм.	Среднее знач.	Медиана	SD*	SE*	Мин знач.	Макс знач.	Низ*	Верх*	σ
Аппликатор d3/20										
40	1,0 мм Al	11,09	11,09	0,031	0,015	11,06	11,12	11,0	11,1	±0,017
60	1,5 мм Al	19,16	19,17	0,088	0,044	19,08	19,24	19,0	19,3	±0,049
80	2,5 мм Al	17,77	17,77	0,365	0,183	17,44	18,11	17,2	18,4	±0,202
Аппликатор 10×10/50										
100	3,0 мм Al	3,41	3,39	0,051	0,019	3,39	3,49	3,36	3,47	±0,028
120	5,0 мм Al	3,94	3,92	0,065	0,029	3,87	4,04	3,86	4,02	±0,036
150	6,0 мм Al	5,89	5,85	0,106	0,046	5,78	6,04	5,76	6,01	±0,059
180	0,5 мм Cu	7,36	7,34	0,065	0,030	7,27	7,45	7,27	7,44	±0,036
200	1,0 мм Cu	6,38	6,39	0,129	0,058	6,24	6,58	6,22	6,54	±0,072
220	2,0 мм Cu	3,97	4,00	0,071	0,033	3,88	4,05	3,88	4,06	±0,039

*p < 0,001

Таблица 8

**Усредненные значения поглощенной дозы излучения аппаратов XStrahl 300
для референсных аппликаторов d3/30 и 10×10/50 в пересчете на 1 мА**

U, кВ	Толщина, мм.	Среднее знач.	Медиана	SD*	SE*	Мин знач.	Макс знач.	Низ*	Верх*	σ
Аппликатор d3/20										
40	1,0 мм Al	11,09	11,09	0,031	0,015	11,06	11,12	11,0	11,1	±0,017
60	1,5 мм Al	19,16	19,17	0,088	0,044	19,08	19,24	19,0	19,3	±0,049
80	2,5 мм Al	17,77	17,77	0,365	0,183	17,44	18,11	17,2	18,4	±0,202
Аппликатор 10×10/50										
100	3,0 мм Al	3,41	3,39	0,051	0,019	3,39	3,49	3,36	3,47	±0,028
120	5,0 мм Al	3,94	3,92	0,065	0,029	3,87	4,04	3,86	4,02	±0,036
150	6,0 мм Al	5,89	5,85	0,106	0,046	5,78	6,04	5,76	6,01	±0,059
180	0,5 мм Cu	7,36	7,34	0,065	0,030	7,27	7,45	7,27	7,44	±0,036
200	1,0 мм Cu	6,38	6,39	0,129	0,058	6,24	6,58	6,22	6,54	±0,072
220	2,0 мм Cu	3,97	4,00	0,071	0,033	3,88	4,05	3,88	4,06	±0,039

*p < 0,001

минимальное около 3 % расхождение в СПО зафиксировано на энергии 180 кВ и 220 кВ соответственно. При этом на остальных напряжениях разница варьируется от 5,4 % до 6,9 %. Здесь влияние толщины стенки проходной камеры уже не столь значительно и основная причина может быть совокупностью перечисленных выше. В целом наблюдаемые различия СПО внутри 10 % являются приемлемыми и приводят к девиации абсолютной дозы в пределах 1,5–2,0 %. Таким образом, усредненные значения СПО имеют невысокое стандартное отклонение и могут использоваться как ориентир при измерениях.

Полученные значения мощности поглощенной дозы в диапазоне низких энергий для разных аппаратов имеют хороший уровень согласия и находятся в пределах обычной погрешности измерений. При энергиях 40 кВ и 60 кВ разница составляет менее 1 % для всех

четырех аппликаторов. При напряжении на трубке 80 кВ максимальная разница в значениях мощности поглощенной дозы составила 3,7 % для аппликатора d3/20, а минимальная – 2,6 % для аппликатора d5/20. В области средних энергий наилучшее согласие наблюдается для аппликатора 10×10/50 с разницей от 2,4 % до 5,2 %. Для аппликаторов 4×4/50, 8×8/50 и 15×15/50 разница в значениях мощности поглощенной дозы находится в коридоре от 3,0 % до 8,0 %. Наибольшее расхождение получено для аппликаторов 6×6/50 и 20×20/50. Одной из причин, кроме указанных выше, может быть разница в размерах входного окна аппликаторов, что прямо указывается в документации к аппарату [2, 3]. Даже у двух одинаковых аппликаторов, которые используются на одном и том же аппарате, значения мощности поглощенной дозы будут незначительно различаться.

Заключение

Проведено сравнение основных дозиметрических характеристик нескольких рентгенотерапевтических аппаратов типа XStrahl 200 и XStrahl 300. Полученные значения СПО для всех режимов работы аппаратов обоих типов имеют хорошее совпадение. Поглощенная доза для референсных аппликаторов d3/20 и 10×10/50 имеет небольшой разброс значений для всех аппаратов. В целом значения параметров усредненных пучков для всех комбинаций “режим работы – аппликатор” могут использоваться для ориентира при проведении калибровки рентгенотерапевтических аппаратов данного типа, что существенно упростит их калибровку и поможет медицинским физикам и дозиметристам избегать грубых ошибок.

Список литературы

1. 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. – 60 с., ISBN 978-5-907572-11-9.
2. Xstrahl 200 X-Ray Therapy System Operator Manual Xstrahl Ltd. 2020.
3. Xstrahl 300 X-Ray Therapy System Operator Manual Xstrahl Ltd. 2020.
4. Сухих ЕС. Методические рекомендации по обеспечению качественной работы аппаратов для лучевой терапии (гарантия качества) отдела медицинской физики ОГАУЗ “Томский областной онкологический диспансер”. Рентгенотерапевтический аппарат XSTRAHL 300. Медицинская физика. 2020. Vol. 88, № 4. С. 111–124.
5. Васильев ВН, Коконцев АА. Дозиметрия излучения рентгенотерапевтического аппарата “Рентген ТА-02”. Медицинская физика. 2008. № 4. С. 20–28.
6. Васильев ВН, Коконцев АА, Смыслов АЮ, Амирова ЕА. Водно-эквивалентность пластика Virtual Water® для фотонов низких энергий. Медицинская физика. 2014. № 3. С. 27-32.