

# ИССЛЕДОВАНИЕ ЗАВИСИМОСТИ РАССЕЯНИЯ РЕНТГЕНОВСКОГО ИЗЛУЧЕНИЯ ОТ ГЛУБИНЫ ТКАНЕЭКВИВАЛЕНТНОГО ВОДНОГО ФАНТОМА

*Жданов А. Е., Доросинский Л. Г.*

Уральский федеральный университет, Екатеринбург, Россия  
[a.e.zhdanov@urfu.ru](mailto:a.e.zhdanov@urfu.ru) [l.g.dorosinsky@urfu.ru](mailto:l.g.dorosinsky@urfu.ru)

**Аннотация.** В данной статье представлено исследование зависимости рассеяния рентгеновского излучения от глубины тканеэквивалентного водного фантома на базе трех серий экспериментов измерения доставленной дозы: на разных глубинах фантома; с помощью двух детекторов (ионизационная камера и рентгенографическая пленка); с различными размерами полей иррадиации.

**Ключевые слова:** дозиметрия, имитационное моделирование, ионизационная камера, линейный ускоритель, рентгенографическая пленка, тканеэквивалентный водный фантом.

## INFLUENCE OF X-RAY RADIATION SCATTERING ON THE DEPTH OF TISSUE EQUIVALENT WATER PHANTOM

*Zhdanov A., Dorosinsky L.*

Ural Federal University, Yekaterinburg, Russia  
[a.e.zhdanov@urfu.ru](mailto:a.e.zhdanov@urfu.ru) [l.g.dorosinsky@urfu.ru](mailto:l.g.dorosinsky@urfu.ru)

**Abstract.** In this article, we present simulation modeling in dosimetry based on three experiments: dose measurement, using VERO Linear Accelerator, with different depth of solid water phantom, different dose receivers (ionization chamber and radiographic film), and different field sizes, in order to study the influential factors on the delivered dose. We present the results of the experiments, and explain the relationship between fitting result and theoretical model. Finally, we discuss the influence of different factors on the delivered dose.

**Key words** dosimetry, simulation modeling, ionization chambers, linear accelerators, radiographic film, solid water phantom.

### ВВЕДЕНИЕ

При прохождении рентгеновского излучения через биовещество на поверхности облучаемого вещества происходит частичное отражение. В большей степени излучение проходит вглубь вещества, где, взаимодействуя с

электронами атомов вещества происходит рассеяние излучения, в противном случае излучение частично проходит через вещество насквозь без взаимодействия с ним [1].

Очевидно, что механизмы рассеяние рентгеновского излучения зависит от соотношения между энергией фотона  $E = h\nu$  и энергией ионизации атома  $A_u$ . Таким образом, выделяют 3 механизма рассеяние: когерентное рассеяние, фотоэффект, некогерентное рассеяние (или эффект Комптона).

В случае, если  $h\nu < A_u$ , на атомах вещества происходит рассеяние квантов без изменения их частоты, такое рассеяние называется когерентным. Когерентное рассеяние приводит к изменению структуры падающего пучка рентгеновских лучей: если падающий на вещество пучок был параллельным, то появляются кванты, распространяющиеся по различным направлениям, подвергаясь частичному или полному поглощению веществом.

Если  $h\nu \geq A_u$ , в этом случае электрон отрывается от атома и приобретает некоторую кинетическую энергию, таким образом, происходит фотоэффект. В результате фотоэффекта поглощенная энергия рентгеновского кванта вызывает ионизацию вещества и возбуждение атомов и молекул.

Если  $h\nu \gg A_u$ , то часть энергии  $h\nu$  падающего кванта идет на вырывание электрона из электронной оболочки атома вещества, а другая на образование фотона меньшей энергии  $h\nu'$  и другого направления распространения, а также на сообщение оторванному или свободному электрону кинетической энергии  $E_k$ .

$$h\nu = A_u + h\nu' + E_k \quad (1)$$

Это явление называется эффектом Комптона (1), а рассеяние рентгеновского излучения с изменением длины волны – некогерентным рассеянием. Получившие кинетическую энергию электроны отдачи могут ионизировать соседние атомы вещества путем соударения.

При иррадиации биологических тканей необходимо описать радиационно-индуцированные эффекты и определить вклад рассеяния в результирующую поглощённую дозу. В дозиметрии для имитации биологических тканей используются водные или тканеэквивалентные водные фантомы.

Тканеэквивалентные водные фантомы это – эквиваленты биологической ткани, то есть калиброванные среды, обладающие близкими к биологическим тканям оптическими свойствами и обеспечивающие, таким образом, сходный характер распространения фотонных пучков.

Рентгеновское излучение, рассеянное исследуемым участком биологической ткани или водным фантомом, попадая на детектор становится одним из факторов, ухудшающих диагностическое качество визуализированного изображения. Поэтому представляет научный и практический интерес оценить

вклад рассеяния рентгеновского излучения и определить зависимость рассеяния от глубины тканеэквивалентного водного фантома.

## **МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ**

### **Тканеэквивалентный водный фантом**

Используемый водный фантом EASY SLAB (Рис.1) предназначен для измерения поглощённой дозы фотонных пучков. Кроме того, он подходит для работы в комбинации с дозиметрами и имеет возможность калибровки ионизационных камер, используемых в лучевой терапии. Такие фантомы производятся из различного пластика, электронная плотность которого близка к единице. Коэффициент перехода между пластиком и водой определен экспериментально и соответствует данным в документах, поставляемых производителем фантома LAP GmbH Laser Applikationen.



Рисунок 1 – Тканеэквивалентный водный фантом EASY SLAB от производителя LAP GmbH Laser Applikationen, установленный на столешницу

### **Линейный ускоритель**

Для облучения тканеэквивалентного фантома используется линейный ускоритель (LINAC) 6 МэВ от компании Mitsubishi Heavy Industries Ltd. (Рис.2) [2] с динамическим микромноголистовым коллиматором. При этом благодаря вращающемуся основанию возможно перемещение кольца в пределах  $\pm 60^\circ$ . Лечебный стол обладает пятью степенями свободы. Имеются системы портальной визуализации, позиционирования и диагностического изображения в режиме реального времени («Excatrac»). Так же возможна томография конусным рентгеновским пучком.

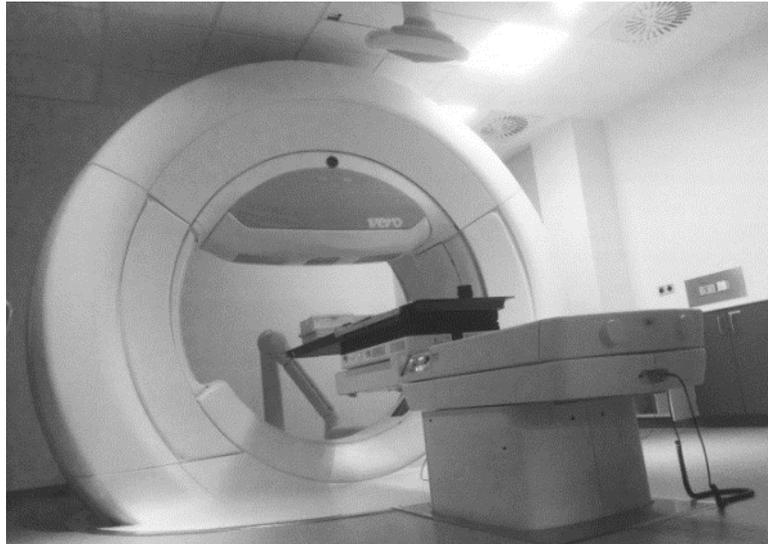


Рисунок 2 – Линейный ускоритель (LINAC) 6 МэВ от компании Mitsubishi Heavy Industries Ltd.

### Сравнение измеренной дозы с постоянным SSD и SAD

С помощью ионизационной камеры реализуется сравнение измеренной дозы с постоянным SSD (расстояние от точки иррадиации до точки поверхности облучаемого объекта) и SAD (расстояние от точки иррадиации до целевой точки облучения объекта), что проиллюстрировано на Рис.3. Для иррадиации выбраны поля облучения  $10 \times 10 \text{ см}^2$ , 6МэВ.

Для эксперимента с постоянным SSD производится установка фиксированного расстояния от источника иррадиации до поверхности водного фантома, равного 1 м. Измерение глубины рассеяния рентгеновского излучения луча производится на каждой итерации эксперимента, когда добавляются и убираются плиты водного фантома (каждая отдельная плита тканеэквивалентного водного фантома обеспечивает одинаковое затухание эквивалентное затуханию в воде толщиной 1 см.).

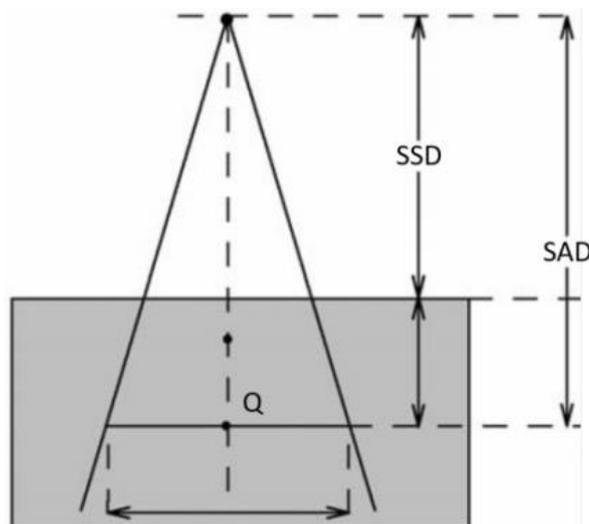


Рисунок 3 – Иллюстрация SSD и SAD [5]

Для эксперимента с постоянным SAD принцип установки водных фантомов аналогичен, однако, отличие состоит в фиксации расстояния от источника иррадиации до целевой точки облучения объекта, а изменение толщины водного фантома достигалось путем добавления плит. Для обоих экспериментов измерение поглощённой дозы производится ионизационной камерой, установленной в водном фантоме. Толщина водного фантома устанавливается в диапазоне от 1 до 10 см. с шагом 1 см.

### **Калибровка с использованием рентгенографической пленки**

Для оценки корреляции между зависимостью рассеяния рентгеновского излучения относительно глубины водного фантома с использованием ионизационной камеры и рентгенографической пленкой, выполнена серия экспериментов с постоянным SSD. В качестве детектора используется рентгенографическая пленка EBТ [3], расположенная между двумя пластинами водного фантома, облучаемая полем  $4 \times 4 \text{ см}^2$  6МэВ.

Иррадиация производится шестью разными значениями установленной мощности: 86, 260, 346, 519, 692 и 865 MU. Таким образом, результат эксперимента представляет собой взаимосвязь между значениями MU и доставленной дозой, шести различных областей на рентгенографической пленке.

Необходимо определить функцию, описывающую отношение между оптической плотностью (OD) и доставленной дозой. Расчетная зависимость является ключом для нашего исследования, так как рассчитываемая величина является справочной для оценки значения доставленных дозы в других экспериментах. Определим корни полиномиальной функции следующим образом (модель  $RAT_{21}$ ):

$$f(x) = (p_1x^2 + p_2x + p_3)/(x + q_1) \quad (1)$$
$$p_1 = 6104; p_2 = -4696; p_3 = 162.8; q_1 = -0.7121;$$

Вектор коэффициентов полинома числителя – 2-я степень, а вектор коэффициентов полинома знаменателя – 1-я степень. SSE:  $1.02 \cdot 10^4$ ; Коэффициент детерминации: 0.9993; Скорректированный коэффициент детерминации: 0.9981; RMSE: 71.41.

### **Влияние размера поля иррадиации на доставленную дозу с использованием ионизационной камеры и рентгенографической пленки**

Измерение доставленной дозы для различных размеров поля иррадиации ( $2 \times 2$ ,  $4 \times 4$ ,  $5 \times 5$ ,  $7 \times 7$ ,  $10 \times 10$ ,  $12 \times 12$ ,  $15 \times 15$  и  $5 \times 15 \text{ см}^2$ ) реализуется при помощи ионизационной камеры. В данном эксперименте необходимо определить взаимосвязь между размером поля иррадиации и доставленной дозой, а также рассчитать доставленную дозу поля  $5 \times 15 \text{ см}^2$  на основании имеющихся

экспериментальных данных. Необходимо проведение аналогичного эксперимента с использованием рентгенографической пленки в качестве детектора.

## РЕЗУЛЬТАТЫ И ОБСУЖДЕНИЕ

### Сравнение измеренной дозы с постоянным SSD и SAD

Результат двух экспериментов приведен на Рис.4 и в Таблице 1. Как видно из результатов зависимость поглощённой дозы с постоянным SSD (расстояние от точки иррадиации до точки поверхности облучаемого объекта) и SAD (расстояние от точки иррадиации до целевой точки облучения объекта) имеет сходную тенденцию, так как значение поглощённой дозы увеличивается с увеличением глубины  $z$ . Когда излучение достигает глубины тканеэквивалентного фантома  $z_{max}$ , происходит уменьшение значения дозы.

Ниже в исследовании приводятся результаты измерений с использованием ионизационной камеры, в которых константными величинами устанавливаются SSD и SAD. В соответствии с определением характеристик качества фотонных пучков TMR [4, 7] и PDD [6], константная величина SSD эквивалентна фиксированному значению  $z_{max}$ , соответственно, доставленная доза, измеренная с постоянным SSD, представляет собой PDD. Аналогично константная величина SAD эквивалентна фиксированной дозе иррадиации рентгеновского излучения  $D_{Qmax}$ , соответственно, доставленная доза, измеренная с постоянным SAD, представляет собой TMR.

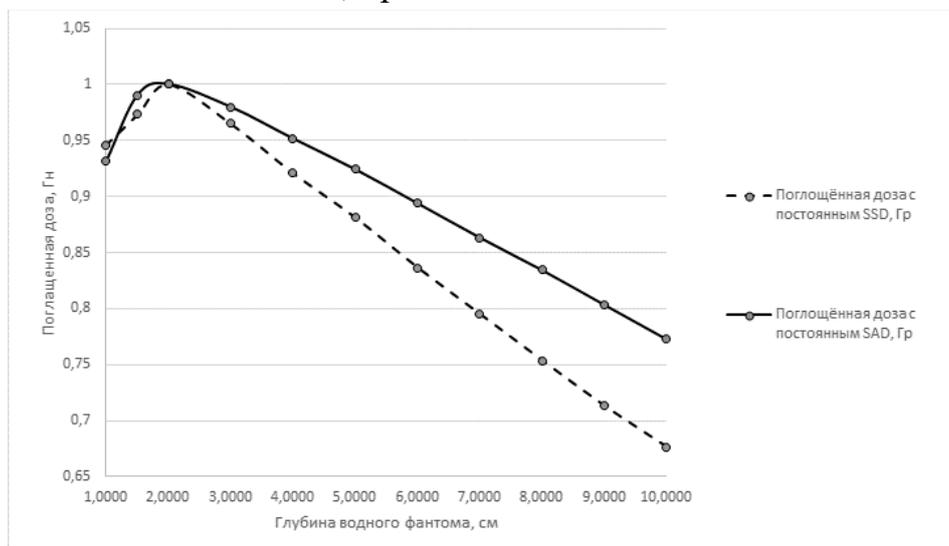


Рисунок 4 – Зависимость поглощённой дозы от глубины тканеэквивалентного фантома с постоянным SSD (пунктирная линия) и SAD (сплошная линия).

Таблица 1. Поглощённая доза рентгеновского излучения с постоянным SSD и SAD

Глубина водного фантома, см	Поглощённая доза с постоянным SSD, Гр	Поглощённая доза с постоянным SAD, Гр
10	0.6643	0.7976
9	0.7004	0.8293
8	0.7403	0.8611
7	0.7810	0.8910
6	0.8217	0.9224
5	0.8655	0.9537
4	0.9045	0.9820
3	0.9478	1.0110
2	0.9822	1.0320
1.5	0.9558	1.0220
1	0.9294	0.9616

В пункте 3.2 настоящей статьи дано пояснение и описана взаимосвязь между TMR и PDD.

#### **Взаимосвязь между TMR и PDD**

Как было описано ранее, доставленная доза, измеренная с константной величиной SSD, представляет собой PDD. В свою очередь, доставленная доза, измеренная с константной величиной SAD, представляет собой TMR. Таким образом, в результатах измерений, представленных в настоящем исследовании, используются обе величины, измеренные в двух различных сериях экспериментов.

В соответствии со свойством затухания рентгеновского излучения вдоль центральной оси в плитах тканеэквивалентного водного фантома, на некоторой глубине доставленные дозы от одного и того же источника иррадиации обратно пропорциональны размеру поля иррадиации на этой же глубине. В формульном виде (2) это выглядит следующим образом:

$$\frac{D_Q}{D_S} = \left( \frac{f + z_{max}}{f + z} \right), z_{max} = 1m \quad (2)$$

, где  $D_Q$  – доставленная доза в точке Q (Рис.3);  $D_S$  – доставленная доза на поверхности водного фантома;  $f$  – расстояние от источника иррадиации до поверхности водного фантома;  $z$  – расстояние от источника иррадиации до точки Q.

В ситуации с константной величиной SSD,  $f$  так же является константой, равной 1 м. (3):

$$f = 1m \quad (3)$$

$$D_Q = \left( \frac{1}{1+z} \right)^2 D_S$$

В ситуации с константной величиной SAD,  $f+z$  так же является константой, равной 1 м. (4):

$$f+z = 1m \quad (4)$$

$$D'_Q = \left( \frac{1-z}{1} \right)^2 D'_S = (1-z)^2 D'_S$$

Так как  $D'_S$  и  $D_S$  относятся к разным поверхностям, то они имеют следующую взаимосвязь (5):

$$\frac{D_S}{D'_S} = \left( \frac{1+z}{1} \right)^2 \quad (5)$$

Заменяя  $D'_S$ , получим взаимосвязь между  $D'_Q$  и  $D_Q$  (6):

$$\frac{D_Q}{D'_Q} = \left( \frac{1}{1-z} \right)^2 \quad (6)$$

Из данных представленных на Рис.5 и в Таблице 2 видно, что характер изменения погрешностей между PDD и TMR находится в пределах от 0.05 до 0.99 %. Полученные результаты поддерживают вывод о пропорциональности характеристик качества фотонных пучков PDD и TMR между собой (7):

$$TMR \approx \frac{PDD}{100} \left( \frac{f+z}{f+z_{max}} \right)^2 \quad (7)$$

### **Калибровка с использованием рентгенографической пленки**

Иррадиация рентгенографической пленки производилась шестью разными значениями установленной мощности MU (Рис.6). Вычислены средние значения оптической плотности для каждой интересующей области пленки, а также для фона [8]. Формульное описание вычисленной оптической плотности (OD) показано в формуле (8), где  $I$  – среднее значение дозы, а  $I_0$  – среднее значение фона:

$$OD = \log \left( \frac{I_0}{I} \right) \quad (8)$$

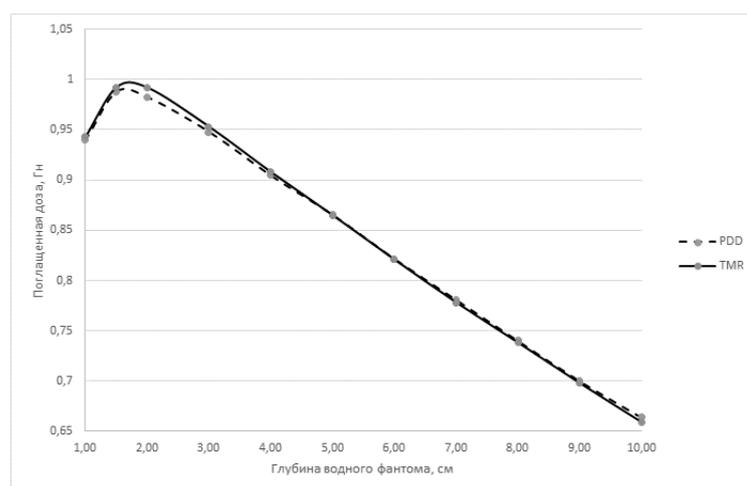


Рисунок 5 – Зависимость между PDD и рассчитанным значением TMR.

На Рис.7 показана зависимость между оптической плотностью (OD) и дозой иррадиации. Подбирая полиномиальную функцию второго порядка к данным дозы иррадиации в качестве аппроксимирующей, очевидно, что соотношение между OD и дозой прямо пропорционально. В таблице 3 представлены результаты анализа рентгенографической пленки.

С целью верификации полученных в таблице 3 данных был проведен повторный эксперимент, в котором доза иррадиации составила 300 MU, из результатов, представленных в таблице 4, видно, что функция, которую мы определяем по шести дозам иррадиации, оценивает соотношение между OD и дозой иррадиации с точностью 0,71%.

Таблица 2. Зависимость между PDD и рассчитанным значением TMR.

Глубина водного фантома, см	PDD, Гн	Рассчитанный TMR из (7), Гн	Погрешность, %
10	0.6643	0.6592	0.77
9	0.7004	0.6980	0.34
8	0.7403	0.7383	0.28
7	0.7810	0.7782	0.35
6	0.8217	0.8209	0.09
5	0.8655	0.8650	0.05
4	0.9045	0.9079	0.38
3	0.9478	0.9530	0.54
2	0.9822	0.9919	0.99
1.5	0.9875	0.9920	0.46
1	0.9394	0.9427	0.35

Таблица 3. Результаты анализа рентгенографической пленки.

Среднее значение	OD	Доставленная доза, мГн	Рассчитанная доза, мГн	Погрешность, %
30771	0.1190	494.672	522.0628	0.2739
26516	0.2678	1495.52	1478.9	0.1662
24754	0.3366	1990.192	1934.1	0.5613
21157	0.4936	2985.288	3056.9	0.7158
19221	0.5896	3980.384	3950.7	0.2871
18108	0.6492	5497.548	4979.0	0.0350

Таблица 4. Верификационные данные результатов анализа рентгенографической пленки.

Среднее значение	OD	Доставленная доза, мГн	Рассчитанная доза, мГн	Погрешность, %
34899	0.3143	1.73	1.7060	0.0240

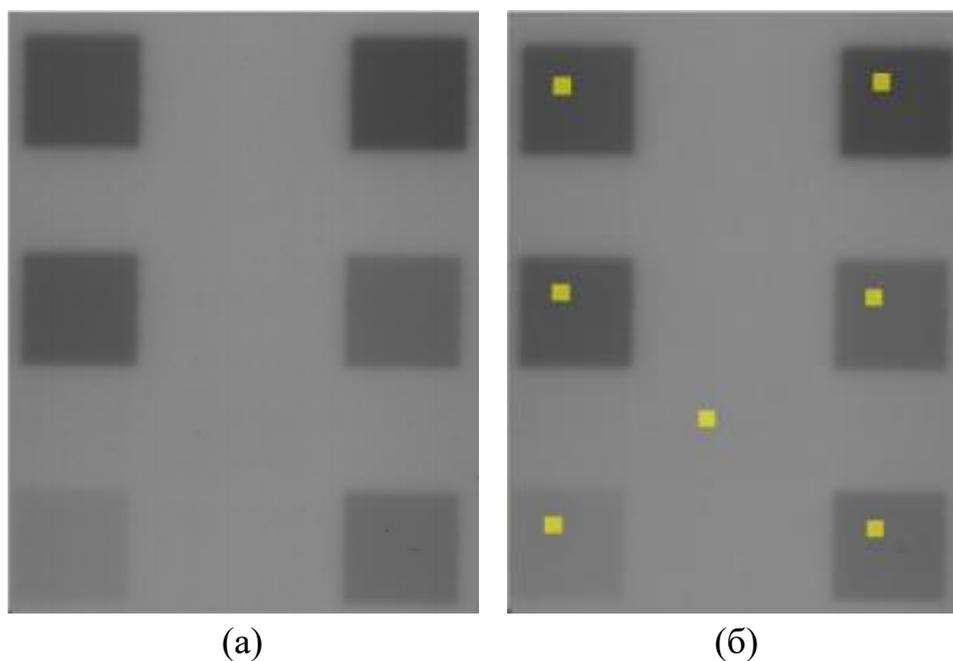


Рисунок 6 – Рентгенографическая пленка: (а) с шестью разными значениями установленной мощности МУ; (б) семью разными зонами анализа OD.

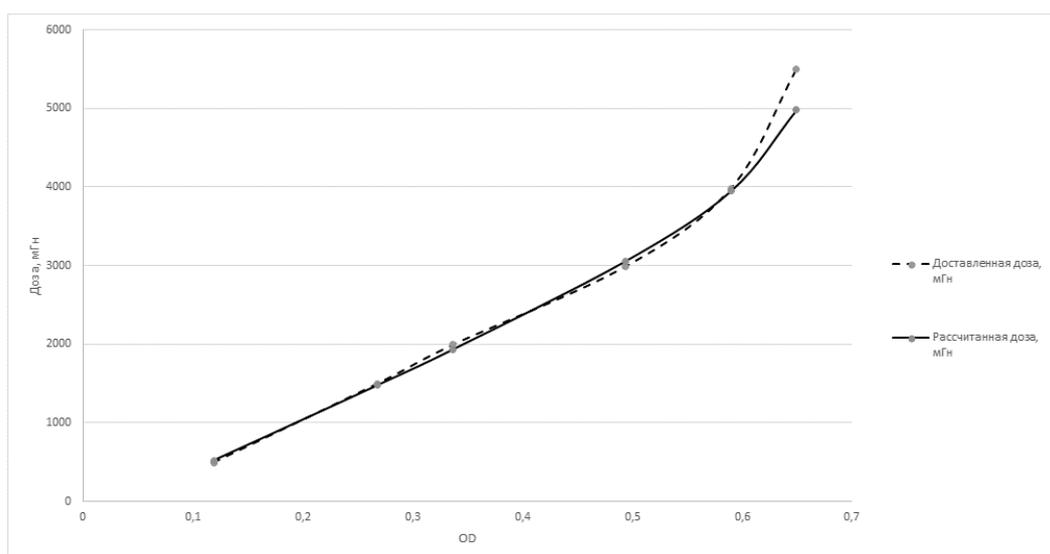


Рисунок 7 – Зависимость между оптической плотностью (OD) и дозой иррадиации.

### **Зависимость между размером поля иррадиации и дозой иррадиации с использованием ионизационной камеры и рентгенографической пленки**

При облучении рентгеновским излучением в лучевой терапии устанавливаются различные формы полей иррадиации, которые обычно имеют корреляцию фактической формой поля иррадиации и установленной формой поля иррадиации. В лучевой терапии используются четыре основные группы форм поля: квадратная, прямоугольная, круглая и «неправильной» формы.

В этом разделе представлены результаты изменения зависимости между размером поля и дозой иррадиации. Для эксперимента были использованы следующие размеры полей иррадиации: 2Ч2, 4Ч4, 5Ч5, 7Ч7, 10Ч10, 12Ч12, 15Ч15 и 5Ч15 см<sup>2</sup>. Из результатов изменений, представленных на Рис.8 и в Таблице 5, видно, что с увеличением размера поля иррадиации доза также увеличивается. Причина данной зависимости состоит в том, что при увеличении площади поля иррадиации в рентгеновской трубке линейного ускорителя накапливается большая доза, что означает более высокую зарегистрированную поглощенную дозу. Таким образом, для любого произвольного поля иррадиации может быть найден эквивалентный квадрат, что означает следующее: произвольное поле и эквивалентный квадрат будут характеризоваться схожими параметрами и функциями пучка, которые важны в дозиметрии излучения. Произвольное прямоугольное поле со сторонами  $a$  и  $b$  будет относительно эквивалентно квадратному полю излучения со сторонами  $a_{eq}$ , когда оба поля имеют одинаковое отношение площади и периметра (в англоязычной литературе это правило именуется, как «Day's rule») (9):

$$\frac{ab}{2(a+b)} = \frac{a_{eq}^2}{4a_{eq}} \quad (9)$$

Основываясь на уравнении (9), положим, что размер поля иррадиации составляет 5420 см<sup>2</sup>. Тогда  $a_{eq}$  будет равно 8 см., а площадь этого поля  $a_{eq}^2$  составит 64 см<sup>2</sup>, соответственно, доза иррадиации этого поля составляет 648,4269 мГр. Полученный результат соответствует данным на Рис.8.

Основываясь на уравнении (9), положим, что размер поля иррадиации составляет 5415 см<sup>2</sup>. Тогда  $a_{eq}$  будет равно 7,5 см., а площадь этого поля  $a_{eq}^2$  составит 56,2 см<sup>2</sup>, соответственно, доза иррадиации этого поля составляет 650,5464 мГр. Полученный результат соответствует данным на Рис.8.

На Рис.9 представлен зависимость абсорбции излучения PDD от эквивалентной глубины фантома. Результат показывает разницу значений дозы между полем доставленной дозы (размер поля 10410 см<sup>2</sup>) и установленным полем иррадиации.

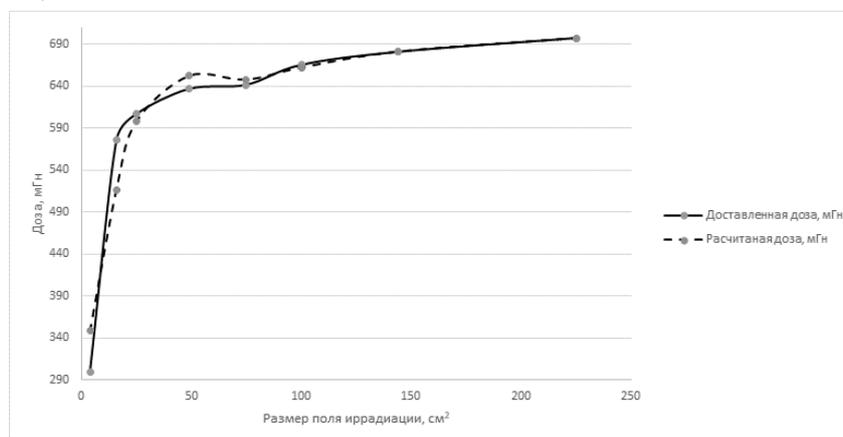


Рисунок 8 – Зависимость размера поля иррадиации от доставленной дозы.

### Калибровка с помощью рентгенографической пленки

В этом разделе представлено измерение калибровочной кривой для дозиметрии пленки, используя размер поля 10410 см<sup>2</sup> на глубине 10 см (водного фантома) после поворота источника иррадиации на 90 градусов вокруг пленки. Идея этого эксперимента состоит в анализе распределение дозы в пленке и анализе разницу между пленкой вне твердых водяных пластин и внутри них, и последующее сравнение с результатами, полученными с помощью ионизационной камеры.

Из результатов, представленных на Рис. 10, видно, что доза увеличивается от начальной точки поверхности водного фантома до достижения максимальной глубины фантома. Соответственно, кривая распределения уменьшается, так как водный фантом на максимальной глубине подвергается меньшему излучению. На Рис.9 показано значение PDD ионизационной камеры и рентгенографической пленки. Вычисленная погрешность между двумя графиками для различных

значений глубины (1, 1,5, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9 и 10 см) составляет 3,49%, что является приемлемым на основании выбранных кривых (Таблица 5).

Таблица 5. Результаты измерений зависимости размера поля иррадиации от доставленной дозы.

Размер поля иррадиации, см <sup>2</sup>	Доставленная доза, мГн	Рассчитанная доза, мГн	Погрешность, %
4 (2Ч2)	299.6	348.2	0.4863
16 (4Ч4)	575.2	516.4	0.5872
25 (5Ч5)	606.3	597.3	0.0892
49 (7Ч7)	636.4	651.9	0.1552
75 (5Ч15)	641.3	647.5	0.0629
100 (10Ч10)	665.0	661.9	0.0307
144 (12Ч12)	680.6	680.8	0.0025
225 (15Ч15)	697.0	697.0	0.0003

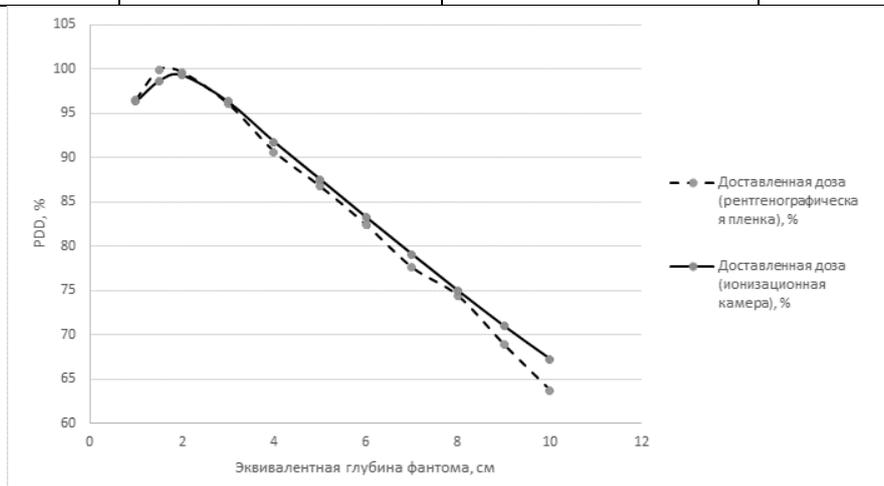


Рисунок 9 – Зависимость PDD от эквивалентной глубины фантома.

## ВЫВОДЫ

Во время облучения доставленная доза у пациента изменяется с глубиной. Это изменение зависит от многих условий: энергия пучка, глубина, размер поля, расстояния от источника иррадиации и системы коллимации пучка. Эти параметры необходимо учитывать при расчете дозы у пациента. Процент PDD и TMR являются дозиметрическими величинами, определенными для целей дозиметрии. Процент глубинной дозы увеличивается с увеличением SSD, поскольку при увеличении SSD объем области иррадиации уменьшается, а взаимодействия становятся более концентрированными. Более практично использовать дозиметрические величины, независимые от SSD, такие как TMR, для планирования изоцентрического лечения.



Рисунок 10 – Снимок рентгенографической пленки, установленной в водном фантоме.

При небольшом размере поля вклад рассеянных фотонов в доставленную дозу пренебрежимо мал или равен 0. Но с увеличением размера поля вклад рассеянного излучения в доставленную дозу увеличивается. Поскольку это увеличение рассеянной дозы больше на больших глубинах, PDD и TMR увеличивается пропорционально увеличению размера поля.

### **СПИСОК ИСПОЛЬЗОВАННЫХ ИСТОЧНИКОВ**

1. Изучение процессов взаимодействия рентгеновского излучения с веществом : физпрактикум в рентгеновской лаборатории : методическое руководство по выполнению лабораторных работ / В. Г. Плещев, В. М. Антропов, И. В. Алексина, И. В. Алексина и др.; под ред. В. Г. Плещев. - Екатеринбург: Издательство Уральского университета, 2004. - 22 с.
2. А.Е. Zhdanov, L.G. Dorosinskiy Isocenter and field of view accuracy measurement software for linear accelerator. // CEUR Workshop Proceedings. - 2017. - №2005. - С. 155-161.
3. А.Е. Zhdanov, L.G. Dorosinskiy Linac Quality Assurance Software // International Journal of Advances in Computer Science and Cloud Computing (IJACSCC). - 2019. - №6. - С. 3-4.
4. Dosismessverfahren nach der Sondenmethode für Photonen - und Elektronenstrahlung - Teil 2: Dosimetrie hochenergetischer Photonen- und Elektronenstrahlung mit Ionisationskammern // DIN.de URL: <https://dx.doi.org/10.31030/1409685> (дата обращения: 17.05.2019).
5. E.B. Podgorsak Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students // Br J Cancer. - 2008. - №98. - С. 1020.
6. P.R. Almond, P.J. Biggs, B.M. Coursey, W.F. Hanson, M.S. Huq, R. Nath, D.W. Rogers AAPM's TG-51 protocol for clinical reference dosimetry of high-energy photon and electron beams // Med Phys.. - 1999. - №26. - С. 1847-1870.

7. S.C. Lillicrap, B. Owen, J.R. Williams, P.C. Williams Code of practice for highenergy photon therapy dosimetry based on the NPL absorbed dose calibration service // *Physics in Medicine & Biology*. - 1990. - №35. - С. 1355–1360.
8. *The physics of radiation therapy* / Khan, M. Faiz, Khan и др.; под ред. Khan, M. Faiz. - 4 изд. - Philadelphia: Wlippincott williams & Wilkins, Philadelphia. - 530 с.