

DOI: 10.21122/2220-9506-2023-14-3-179-190

## О возможности использования медицинских линейных ускорителей электронов в качестве источника поля эталонного импульсного фотонного излучения

А.А. Загороднюк, А.Ю. Тараев, С.В. Лазаренко

УП «АТОМТЕХ»,  
ул. Гикало, 5, г. Минск 220005, Беларусь

Поступила 26.05.2023  
Принята к печати 22.09.2023

Генерирующие источники импульсного фотонного излучения находят все большее применение в науке и промышленности. В связи с этим растёт потребность в приборах дозиметрического контроля, способных работать в полях импульсного фотонного излучения. Однако до настоящего времени нет исчерпывающей методики, описывающей критерии выбора источников эталонных полей импульсного фотонного излучения, необходимых для калибровки и поверки дозиметрического оборудования. Целью работы являлось изучение возможности использования медицинского линейного ускорителя электронов (далее ЛУЭ) в качестве генерирующего источника эталонного поля импульсного фотонного излучения для калибровки и поверки дозиметрического оборудования. В работе исследовались основные характеристики поля фотонного излучения (спектр и средняя энергия излучения, мощность кермы в воздухе и мощность амбиентного эквивалента дозы  $\dot{H}^*(10)$ , создаваемая полем в заданной точке), генерируемого ЛУЭ в двух режимах работы: 6 МВ и 18 МВ. Дополнительно исследовалась возможность ослабления интенсивности фотонного излучения ЛУЭ свинцовым фильтром. Экспериментальное определение мощности кермы в воздухе (далее мощность кермы), генерируемой полем фотонного излучения ЛУЭ в заданной точке, производилось путём прямых измерений при помощи эталонного дозиметра. Расчёт спектра и средней энергии фотонного излучения ЛУЭ, производился при помощи Монте-Карло моделирования в программе *Fluka*. На основе результатов измерений и моделирования произведен расчёт мощностей амбиентного эквивалента дозы  $\dot{H}^*(10)$ , генерируемых ЛУЭ в заданной точке. Установлено, что свинцовый фильтр эффективно ослабляет фотонное излучение ЛУЭ как по мощности кермы, так и по мощности амбиентного эквивалента дозы до уровней, подходящих для калибровки и поверки дозиметрического оборудования, предназначенного для работы в полях импульсного излучения. Показано, что свинцовый фильтр существенно влияет как на спектр фотонного излучения ЛУЭ, так и на его среднюю энергию.

**Ключевые слова:** Монте-Карло моделирование, линейный ускоритель электронов, импульсное фотонное излучение

---

**Адрес для переписки:**  
Загороднюк А.А.  
УП «АТОМТЕХ»,  
ул. Гикало, 5, г. Минск 220005, Беларусь  
e-mail: fiz.zagorodnAA@gmail.com

---

**Address for correspondence:**  
Zaharadniuk A.A.  
SPE «ATOMTEH»,  
Gikalo str., 5, Minsk 220005, Belarus  
e-mail: fiz.zagorodnAA@gmail.com

---

**Для цитирования:**  
А.А. Загороднюк, А.Ю. Тараев, С.В. Лазаренко.  
О возможности использования медицинских линейных ускорителей электронов в качестве источника поля эталонного импульсного фотонного излучения.  
Приборы и методы измерений.  
2023. – Т. 14, № 3. – С. 179–190.  
DOI: 10.21122/2220-9506-2023-14-3-179-190

---

**For citation:**  
A.A. Zaharadniuk, A.Y. Taraev, S.V. Lazarenko.  
On the Possibility of Using Medical Linear Electron Accelerators as a Source of the Reference Pulsed Photon Radiation Field.  
*Devices and Methods of Measurements*.  
2023, vol. 14, no. 3, pp. 179–190 (in Russian).  
DOI: 10.21122/2220-9506-2023-14-3-179-190

DOI: 10.21122/2220-9506-2023-14-3-179-190

# On the Possibility of Using Medical Linear Electron Accelerators as a Source of the Reference Pulsed Photon Radiation Field

A.A. Zaharadniuk, A.Y. Taraev, S.V. Lazarenko

SPE «ATOMTEX»,  
Gikalo str., 5, Minsk 220005, Belarus

Received 26.05.2023  
Accepted for publication 22.09.2023

## Abstract

Sources of pulsed photon radiation are widely used in science and industry. In this regard, there is a growing demand for dosimetry instruments capable of operating in these pulsed photon radiation fields. Until now there is no comprehensive methodology that describes the characteristics of reference fields of pulsed photon radiation required for calibration and verification of dosimetry equipment. The aim of this paper was to study the possibility of using a medical linear electron accelerator as a generating source of a reference pulsed photon radiation field. The paper investigates main characteristics of photon radiation field (namely, spectrum and average energy) generated by CLINAC in two modes of operation: 6 MV and 18 MV. Additionally it researches the possibility of attenuation of the CLINAC photon radiation intensity by a lead filter. The spectrum and average energy of the CLINAC photon radiation were calculated by means of Monte Carlo simulation in the Fluka program. The validation of the calculation was determined by comparing the attenuation coefficients calculated by the model with ones obtained experimentally by using real CLINACs. Experimentally, the attenuation coefficients were obtained by measuring the air kerma rate generated by the photon radiation fields of Varian VitalBeam and Varian iX CLINACs at a given point of space. Based on the simulation results, the  $\dot{H}^*(10)$  ambient dose equivalent ratio generated by CLINACs were calculated. It was found that the lead filter effectively attenuates the CLINAC photon radiation in terms of both air kerma rate and ambient dose equivalent rate to levels suitable for calibration of dosimetry equipment designed to measure pulsed radiation. It is shown that the lead filter significantly affects both the photon spectrum of the CLINAC and its average energy.

**Keywords:** Monte Carlo modelling, linear electron accelerator, pulsed photon radiation

---

### Адрес для переписки:

Загороднюк А.А.  
УП «АТОМТЕХ»,  
ул. Гикало, 5, г. Минск 220005, Беларусь  
e-mail: fiz.zagorodnAA@gmail.com

### Address for correspondence:

Zaharadniuk A.A.  
SPE «ATOMTEX»,  
Gikalo str., 5, Minsk 220005, Belarus  
e-mail: fiz.zagorodnAA@gmail.com

### Для цитирования:

А.А. Загороднюк, А.Ю. Тараев, С.В. Лазаренко.  
О возможности использования медицинских линейных ускорителей электронов в качестве источника поля эталонного импульсного фотонного излучения.  
Приборы и методы измерений.  
2023. – Т. 14, № 3. – С. 179–90.  
DOI: 10.21122/2220-9506-2023-14-3-179-190

### For citation:

A.A. Zaharadniuk, A.Y. Taraev, S.V. Lazarenko.  
On the Possibility of Using Medical Linear Electron Accelerators as a Source of the Reference Pulsed Photon Radiation Field.  
Devices and Methods of Measurements.  
2023, vol. 14, no. 3, pp. 179–190 (in Russian).  
DOI: 10.21122/2220-9506-2023-14-3-179-190

## Введение

Генерирующие источники импульсного фотонного излучения (далее – генерирующий источник) широко используются в различных областях науки (ускорители высоких энергий), промышленности (неразрушающий контроль) и медицины (лучевая терапия). По сравнению со стандартными радионуклидными источниками фотонного излучения, генерирующие источники обладают рядом преимуществ. Они способны создавать поля высокоэнергетического фотонного излучения (с граничной энергией в десятки мегаэлектронвольт), а также позволяют регулировать его параметры: интенсивность излучения, длительность и частоту импульсов. С точки зрения радиационной безопасности основным преимуществом генерирующих источников является реализация концепции «*plug and work*» [1]: источник генерирует ионизирующее излучение при подаче питания, а при его отключении генерирующий источник перестаёт представлять радиационную опасность.

Вышеобозначенные преимущества обуславливают рост числа пользователей генерирующих источников, что в свою очередь повышает спрос на приборы дозиметрического контроля, которые способны производить измерения в создаваемых данными источниками импульсных фотонных полях. Следовательно, для возможности калибровки данных приборов дозиметрического контроля необходимы источники эталонного поля импульсного фотонного излучения.

На сегодняшний день не существует чётких и исчерпывающих методик, описывающих в полной мере характеристики эталонных полей импульсного фотонного излучения, а также рекомендаций по выбору генерирующих источников, пригодных для калибровки такого дозиметрического оборудования. Как следствие, в настоящее время идёт активная работа по поиску, разработке и созданию генерирующего источника эталонного импульсного фотонного излучения, способного создавать и воспроизводить поля с заданными характеристиками.

Одним из генерирующих источников, способных создавать и воспроизводить импульсное поле высокоэнергетического фотонного излучения с заданными характеристиками,

является медицинский линейный ускоритель электронов (ЛУЭ).

ЛУЭ способен генерировать высокоэнергетическое импульсное фотонное излучение с граничными энергиями вплоть до 25 МэВ и частотой следования импульсов до 400 Гц [2]. Однако, основное его назначение – генерация полей высокой интенсивности. ЛУЭ способен излучать до 600 мониторных единиц в минуту (под мониторной единицей (далее – МЕ) понимается доза, равная 1 сантиГрей, генерируемая в водном фантоме на глубине 10 см, расположенном на расстоянии 1 м от источника [2]) Поэтому прямое использование ЛУЭ в качестве источника эталонного импульсного фотонного излучения для калибровки и поверки дозиметрического оборудования является затруднительным. Вначале необходимо ослабить интенсивность поля по мощности дозы в заданной точке (далее – точка измерения) до значений диапазона, в котором дозиметрическое оборудование способно корректно регистрировать ионизирующее излучение. Наиболее простым способом ослабления интенсивности фотонного излучения ЛУЭ является использование фильтра, изготовленного из материала высокой плотности с большим атомным номером и расположенного между источником излучения и точкой измерения.

Измерение дозиметрических характеристик поля излучения ЛУЭ в точке измерения обычно выполняется с использованием эталонного дозиметра на основе ионизационной камеры (ИК). При таком подходе базовой измеряемой дозиметрической величиной является мощность кермы в воздухе. Перевод кермы в операционную дозиметрическую величину осуществляется при помощи нормировочного коэффициента, который зависит от энергии излучения [3]. Поэтому для корректного перевода кермы в заданную операционную величину необходимо знать спектр фотонного излучения и его среднюю энергию.

При прохождении через фильтр спектр фотонного излучения претерпевает значительные искажения, при этом будет изменяться и средняя энергия фотонного излучения (под средней энергией фотонного излучения понимается величина, численно равная энергии, усреднённой по интенсивности излучения).

Прямое измерение спектра импульсного фотонного излучения ЛУЭ стандартным спектрометрическим оборудованием и расчёт его средней энергии является крайне сложной и дорогостоящей задачей. Из-за этого в ряде случаев прямое измерение заменяется компьютерным Монте-Карло моделированием. Такой подход позволяет рассчитать все необходимые характеристики поля фотонного излучения ЛУЭ с минимальными затратами. Целью работы являлось изучение возможности использования ЛУЭ в качестве источника эталонного поля импульсного фотонного излучения.

## Материалы и методы исследования

Оценка возможности использования ЛУЭ в качестве источника эталонного поля импульсного фотонного излучения производилась в несколько этапов. На первом этапе был выполнен Монте-Карло расчёт спектров фотонного излучения ЛУЭ, прошедших через свинцовый фильтр заданной толщины. На основе модельных спектров рассчитывалась средняя энергия прошедшего через фильтр фотонного излучения. Далее были проведены прямые измерения мощности кермы, генерируемой ЛУЭ в заданной точке. Рассчитанные значения средней энергии излучения использовались для нахождения коэффициентов перевода мощности кермы в мощность AMBIENTного эквивалента дозы  $\dot{H}^*(10)$  согласно публикации [3]. На основе полученных значений  $\dot{H}^*(10)$  и сравнении этих значений с рабочим диапазоном дозиметрического оборудования, производилась оценка возможности использования ЛУЭ в качестве источника эталонного поля импульсного фотонного излучения. Дополнительно в работе оценивалась способность свинцового фильтра ослаблять фотонное излучение ЛУЭ по мощности кермы и по мощности AMBIENTного эквивалента дозы.

Степень согласия между Монте-Карло моделью и экспериментом в данной работе оценивалась путём сопоставления расчётных и модельных значений коэффициента ослабления по мощности кермы. Под коэффициентом ослабления по мощности кермы (далее – коэффициент ослабления) понимается величина, численно равная отклику эталонного дозиметра

при отсутствии фильтра, отнесённого к отклику эталонного дозиметра при наличии фильтра. В качестве фильтра в настоящей работе использовались свинцовые пластины определённой толщины. При этом суммарная толщина фильтра однозначно задаётся количеством таких пластин.

Прямые измерения мощности кермы в настоящей работе проводились на медицинских линейных ускорителях электронов для двух режимов работы: 6 МВ (ускоритель *Varian VitalBeam*) и 18 МВ (ускоритель *Varian iX*). Под режимом работы понимается номинальная энергия первичного электронного пучка, падающего на мишень ЛУЭ. В качестве измерительного прибора в работе использовался эталонный дозиметр ДКС-АТ5350/1 с входящими в его состав ионизационными камерами *PTW TM32002* и *PTW TM30010* [4].

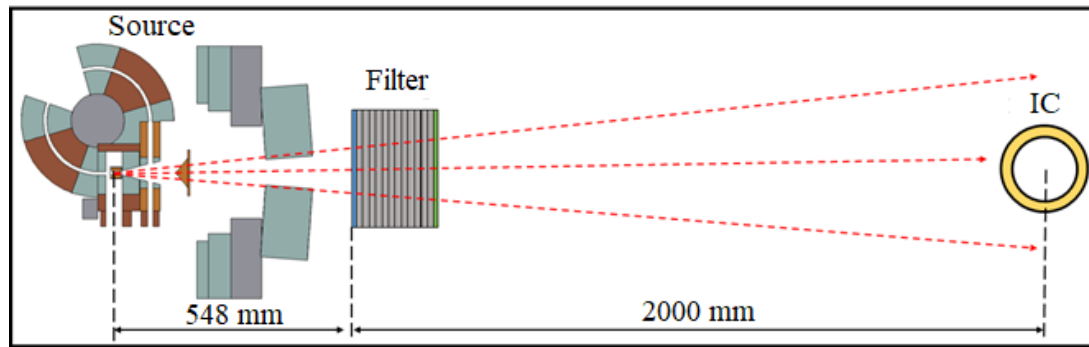
Следует отметить, что согласно публикации [5], ЛУЭ работающие в режиме 18 МВ, генерируют вторичное нейтронное излучение высоких энергий, обусловленное фотоядерными реакциями взаимодействия высокоэнергетического фотонного излучения с конструкционными материалами ускорителя. Однако ввиду того, что дозиметрическое оборудование, используемое в настоящей работе, а именно: ИК *PTW TM32002* и *PTW TM30010* в составе эталонного дозиметра ДКС-АТ5350/1, практически не чувствительно к нейтронному излучению, вклад данного вида излучения в суммарную мощность AMBIENTного эквивалента дозы, генерируемой ЛУЭ в точке измерения, полагается пренебрежимо малым. Как следствие, в настоящей работе полагается, что все рассчитанные дозиметрические величины формируются исключительно фотонным излучением ЛУЭ. В последующих работах планируется детальное изучение влияния вторичного нейтронного излучения, генерируемого ЛУЭ при использовании свинцового фильтра, на дозиметрическое оборудование, которое может быть чувствительно к данному типу излучения, а именно: дозиметры на основе тканеэквивалентного пластика.

## Монте-Карло модель эксперимента

Монте-Карло модель эксперимента была создана в компьютерной программе *Fluka* [6, 7]

версии 4.3.1. Модель (рисунок 1) представляет собой источник фотонного излучения, на расстоянии 548 мм от которого располагается свинцовый фильтр. На расстоянии 2548 мм от источника располагается ионизационная камера. Модель фильтра представляет собой конструкцию, состоящую из держателя (передняя стенка – алюминий толщиной

1 см, задняя стенка – сталь толщиной 2 мм), в котором располагаются свинцовые пластины фиксированной толщины (размер пластины  $10 \times 10 \text{ см}^2$ ). Модель ионизационной камеры представляет собой воздушную сферу радиусом 7 см, окружённую слоем полиметилметакрилата толщиной 2,3 см, который обеспечивает электронное равновесие.



**Рисунок 1** – Графическое представление Монте-Карло модели эксперимента для расчёта спектра фотонного излучения и коэффициента ослабления излучения

**Figure 1** – Graphical representation of the Monte Carlo model of the experiment for calculating the photon radiation spectrum and the attenuation coefficient

Источником фотонного излучения являлась модель головки излучателя ЛУЭ, основанная на работе [8]. Всего было создано две модели излучателя, соответствующие двум ЛУЭ: *Varian VitalBeam* (для режима 6 МВ) и *Varian iX* (для режима 18 МВ). Основные различия между моделями заключаются в конструкции мишени, сглаживающего фильтра и вторичного коллиматора.

Верификация моделей излучателя ЛУЭ проводилась путём определения положения

глубины максимума поглощённой дозы, создаваемой при облучении фотонным излучением водного фантома, расположенного на расстоянии 1 м от излучателя [9, 10]. Дополнительно определялась относительная величина поглощённой дозы на глубине 10 см. Поперечный размер фотонного поля на передней грани фантома равен  $10 \times 10 \text{ см}^2$ . Результаты определения положения максимума поглощённой дозы и относительной величины поглощённой дозы на глубине 10 см представлены в таблице 1.

Таблица 1 / Table 1

**Результаты определения максимума поглощённой дозы для моделей линейного ускорителя электронов**  
**Determination of depth of maximum dose for CLINAC models**

Режим работы (Mode of operation)	<i>Varian VitalBeam</i> 6 МВ		<i>Varian iX</i> 18 МВ	
	Расчёт (Calculation)	Документация (Specification)	Расчёт (Calculation)	Документация (Specification)
Положение максимума поглощённой дозы, см (Depth of maximum dose, cm)	$1,62 \pm 0,10$	$1,60 \pm 0,15$	$3,10 \pm 0,10$	$3,3 \pm 0,15$
Относительная величина поглощённой дозы на глубине 10 см, % от максимума (Relative value of dose at 10 cm depth, %)	$66 \pm 2$	$67 \pm 1$	$78 \pm 2$	$80 \pm 1$

Анализ таблицы 1 показывает хорошее согласие между модельными величинами, и значениями, приведёнными в технической документации ЛУЭ. Из этого можно сделать вывод, что модели излучателей соответствуют реальным ЛУЭ и могут быть использованы для дальнейших расчётов.

### Расчёт характеристик фотонного излучения линейного ускорителя электронов методом Монте-Карло

Поперечный размер поля фотонного излучения ЛУЭ, используемого для расчёта, равнялся  $15 \times 15 \text{ см}^2$  на расстоянии 1 м от источника излучения. Для каждого режима ЛУЭ рассчитано по 6 точек, соответствующих заданной толщине свинца в фильтре: 0 см, 5 см, 8 см, 10 см, 12 см, 15 см. Для каждой точки был рассчитан спектр фотонного излучения в области расположения ИК, энергия, поглощённая в активном объёме ИК, и средняя энергия фотонного излучения, падающая на ИК. Средняя энергия фотонного излучения, прошедшего через фильтр, рассчитывалась согласно формуле:

$$\langle E \rangle = \frac{\sum_i E_i I_i}{\sum_i I_i}, \quad (1)$$

где  $\langle E \rangle$  – средняя энергия излучения (МэВ);  $E_i$  – энергия монолинии (МэВ);  $I_i$  – относительная интенсивность монолинии в спектре.

Коэффициент ослабления фотонного излучения свинцовым фильтром рассчитывался согласно формуле:

$$\mu = \frac{E_0(1 - g(E_i))}{E_i(1 - g(E_0))}, \quad (2)$$

**Результат расчёта средней энергии фотонного излучения линейного ускорителя электронов, прошедшего через свинцовый фильтр заданной толщины**

**The result of calculation of mean energy of CLINAC photon radiation passing through a lead filter of a given thickness**

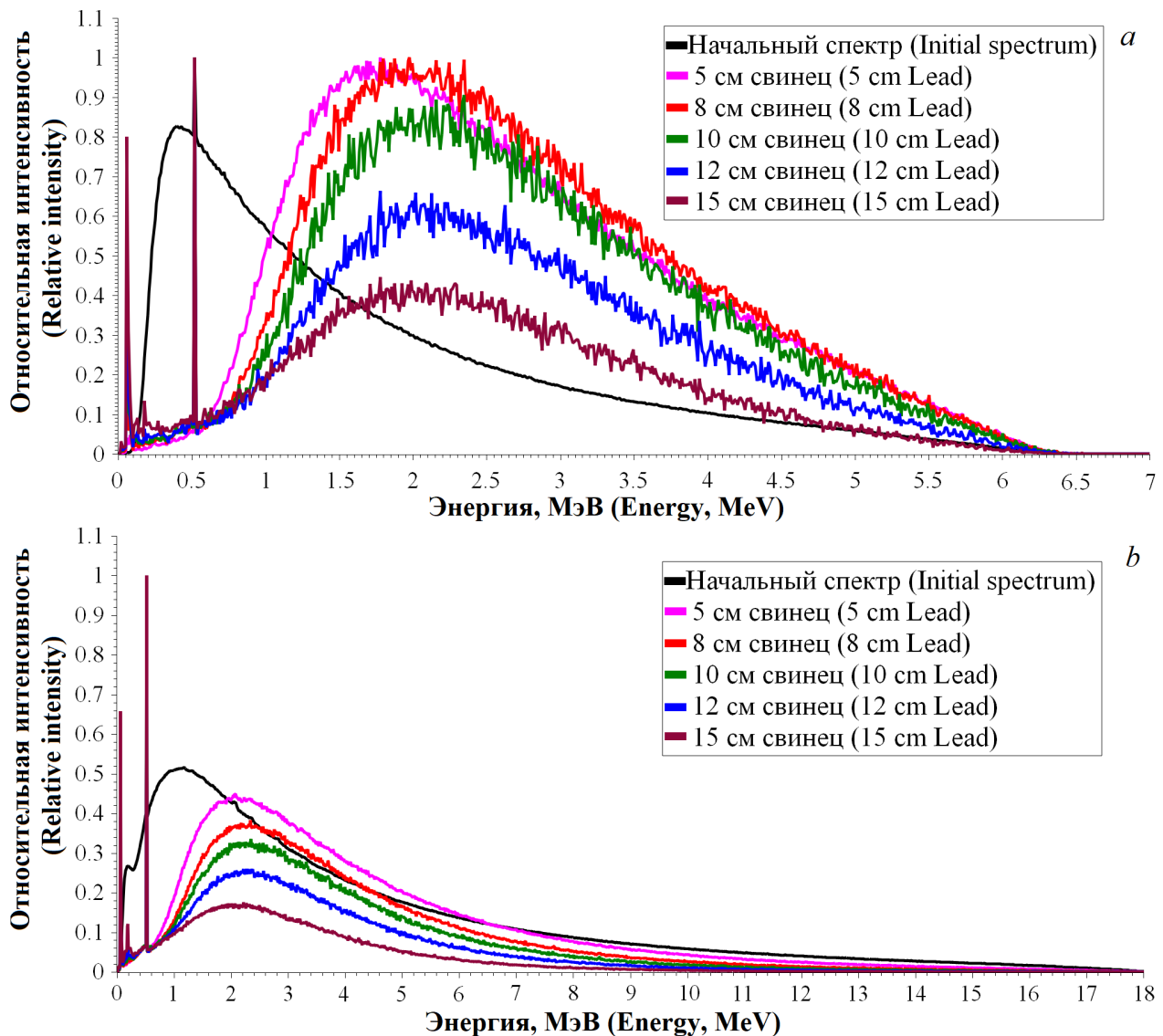
Толщина свинца в фильтре, см (Lead thickness, cm)	Средняя энергия фотонного излучения линейного ускорителя электронов, МэВ $\pm 3\sigma$ (Mean energy of CLINAC photon radiation, MeV $\pm 3\sigma$ )	
	Режим 6 МВ / (6MV mode)	Режим 18 МВ / (18 MV mode)
0	1715 $\pm$ 26	4217 $\pm$ 44
5	2644 $\pm$ 167	4355 $\pm$ 139
8	2727 $\pm$ 270	4072 $\pm$ 195
10	2728 $\pm$ 430	3852 $\pm$ 281
12	2685 $\pm$ 440	3586 $\pm$ 273
15	2477 $\pm$ 470	3084 $\pm$ 231

где  $E_0$  – энергия, поглощенная в ИК при отсутствии фильтра между излучателем и ИК;  $E_i$  – энергия, поглощенная в ИК при заданной толщине фильтра ( $i$  – шаг, однозначно определяющий толщину фильтра);  $g$  – коэффициент коррекции на тормозное излучение [11].

Результаты расчёта спектров излучения ЛУЭ, прошедшего через фильтр заданной толщины приведены на рисунке 2. Результаты расчёта средней энергии излучения в зависимости от толщины свинца в фильтре приведены в таблице 2. Точка «0» в таблице 2 соответствует случаю, при котором между ЛУЭ и ИК отсутствует фильтр. На рисунке 2 данному случаю соответствует начальный спектр.

Из рисунка 2 видно, что с ростом толщины свинца для обоих режимов работы ЛУЭ возрастает интенсивность пика аннигиляции позитронов 512 кэВ и пика характеристического излучения вольфрама 69,5 кэВ. При этом пик характеристического излучения свинца 88 кэВ практически полностью отсутствует. Отсутствие пика характеристического излучения свинца объясняется конструкцией фильтра: на выходе фильтра расположен слой железа, который практически полностью гасит линию 88 кэВ. Наличие пика характеристического излучения вольфрама объясняется излучением прямого пучка, прошедшим через вторичный вольфрамовый коллиматор. По мере роста толщины свинца в фильтре интенсивность излучения прямого пучка падает. В то время как интенсивность излучения, прошедшего через вторичный коллиматор, остаётся постоянной.

Таблица 2/ Table 2



**Рисунок 2** – Модельные спектры фотонного излучения линейного ускорителя электронов, прошедшего через свинцовый фильтр заданной толщины: *a* – режим 6 МВ; *b* – режим 18 МВ

**Figure 2** – Model spectra of photon radiation of CLINAC passed through a lead filter of a given thickness: *a* – 6 MV mode; *b* – 18 MV mode

Из таблицы 2 можно сделать вывод, что по мере увеличения толщины свинца в фильтре средняя энергия излучения вначале возрастает, достигая некоторого максимального значения. Однако по достижении определённой толщины свинца, средняя энергия начинает падать. Рост средней энергии с увеличением толщины свинца можно объяснить, рассмотрев кривую зависимости массового коэффициента ослабления свинца от энергии фотонного излучения, представленной в работе [12], и сопоставив энергетический интервал данной кривой со спектром фотонного излучения ЛУЭ. Далее по тексту площадь под

спектром в энергетическом интервале 0–3 МэВ будет обозначаться как низкоэнергетическая область спектра. Площадь под спектром в энергетическом интервале 3–18 МэВ будет обозначаться как высокоэнергетическая область спектра. Такое разделение обусловлено тем, что согласно работе [12], для интервала 0–3 МэВ фотонное излучение с более низкой энергией взаимодействует со свинцом и вольфрамом интенсивнее, чем фотонное излучение с более высокой энергией. В энергетическом интервале 3–18 МэВ характер взаимодействия меняется на противоположный.

Для режима 6 МВ (рисунок 2а) низкоэнергетическая область спектра больше высокоэнергетической области спектра примерно в 2 раза. Это приводит к тому, что по мере роста толщины фильтра спектр начинает смещаться вправо. Как следствие, растёт его средняя энергия. Однако начиная с некоторой толщины свинца, спектр достигает состояния, при котором его низкоэнергетическая часть становится примерно равной высокоэнергетической. Это приводит к уменьшению средней энергии излучения с ростом толщины фильтра. Все вышесказанное справедливо и для режима 18 МВ (рисунок 2б). Основное отличие заключается в том, что фотонный спектр ЛУЭ для данного режима имеет большую энергетическую ширину. Из-за этого уже для начального спектра низкоэнергетическая область примерно равна высокоэнергетической. Как следствие изменение характера зависимости средней энергии от толщины фильтра происходит раньше.

Вторым механизмом, влияющим на уменьшение средней энергии с ростом толщины фильтра, является вклад излучения, прошедшего через вторичный коллиматор. По мере роста толщины свинца в фильтре, интенсивность излучения прямого пучка уменьшается. По достижении некоторой критической толщины, интенсивность излучения, прошедшего через фильтр, становится равной интенсивности излучения, прошедшего через вторичный коллиматор. Аналитический расчёт показывает, что слой вольфрама толщиной 6,9 см (толщина вторичного коллиматора модели ЛУЭ *Varian VitalBeam*) по коэффициенту ослабления примерно сопоставим со свинцом толщиной 11,3 см (для излучения ЛУЭ в режиме 6 МВ). Слой вольфрама толщиной 7,8 см (толщина вторичного коллиматора модели ЛУЭ *Varian iX*) для излучения ЛУЭ в режиме 18 МВ сопоставим со свинцом толщиной 12,3 см. При дальнейшем увеличении толщины фильтра излучение, прошедшее через вторичный коллиматор, становится интенсивнее излучения, прошедшего через фильтр. Как следствие средняя энергия суммарного излучения в точке измерения стремится к некоторой постоянной величине для обоих режимов работы ЛУЭ.

## Расчёт коэффициента ослабления на реальном линейном ускорителе электронов

Экспериментальное определение коэффициента ослабления фотонного излучения ЛУЭ свинцовым фильтром производилось путем измерения мощности кермы, создаваемых реальными линейными ускорителями *Varian VitalBeam* (режим 6 МВ), *Varian iX* (режим 18 МВ) в точке измерения, расположенной на расстоянии 2548 мм от мишени ЛУЭ. Поперечный размер фотонного поля на расстоянии 1 м от мишени ЛУЭ составлял 15×15 см. Свинцовый фильтр размещался на расстоянии 548 мм от мишени излучателя ЛУЭ на специальном держателе, закрепленном на излучателе.

Измерения кермы, создаваемой фотонным полем ЛУЭ, проводились при помощи эталонного дозиметра ДКС-АТ5350/1 производства УП «АТОМТЕХ». При измерениях со свинцовым фильтром в качестве детектора использовалась ИК РТВ ТМ32002 с активным объёмом равным 1 л. ИК размещалась на расстоянии 2548 мм от мишени ЛУЭ. Для обеспечения электронного равновесия внутри активного объёма ИК помещалась в сферу из полиметилметакрилата толщиной 2,3 см.

Для измерения кермы при отсутствии фильтра (точка 0 см) была использована ИК РТВ ТМ30010 с активным объёмом равным 0,6 см<sup>3</sup>. Для обеспечения электронного равновесия и стабилизации режима измерения, на камеру сверху надевался сферический колпачок из полиметилметакрилата толщиной 4,7 см. Ввиду различия толщины колпачков у камер для возможности сопоставления измерений с результатами моделирования, были введены поправочные коэффициенты. Эти коэффициенты учитывают тот факт, что фотонное излучение ЛУЭ интенсивнее ослабляется слоем полиметилметакрилата толщиной 4,7 см чем слоем полиметилметакрилата толщиной 2,3 см.

Результаты расчёта коэффициентов ослабления приведены в таблице 3 для режима 6 МВ, и в таблице 4 для режима 18 МВ. Дополнительно в таблицах представлены результаты аналитического расчёта коэффициента ослабления в предположении узкого пучка. При аналитическом расчёте предполагается, что ослабление интенсивности излучения



происходит по экспоненциальному закону с использованием массовых коэффициентов ослабления согласно работе [11]. Коэффициент ослабления при аналитическом расчёте определялся как отношение кермы, создаваемой излучением до прохождения фильтра, и кермы, создаваемой излучением после прохождения через фильтр. Керма рассчитывалась из спектра излучения согласно формуле:

$$K_{air} = \sum_i E_i \Phi_i(E_i) \left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)_i, \quad (3)$$

где  $\Phi_{i(E_i)}$  – флюенс фотонного излучения с энергией  $E_i$  ( $1/\text{см}^2$ );  $(\mu_{en}/\rho)_i$  – массовый коэффициент поглощения для воздуха ( $\text{см}^2/\text{г}$ );  $E_i$  – энергия фотонного излучения (МэВ).

Из таблиц 3 и 4 видно, что результаты Монте-Карло моделирования имеют хорошее согласие с экспериментальными данными. Сравнение результатов моделирования и эксперимента с аналитическим расчётом показывает, что до толщины свинца равной 5 см ослабление интенсивности излучения идёт по экспоненциальному закону ослабления узкого

пучка. Вклад излучения, рассеянного на фильтре, и излучения, прошедшего сквозь вторичный коллиматор, достаточно мал. Однако далее, по мере роста толщины свинца, расхождения между аналитическим расчётом и экспериментом становятся существенными. При толщине фильтра менее 10 см, можно предположить, что отличие в основном связано с вторичным излучением, рассеянным на материале фильтра. Однако при толщине фильтра более 10 см существенный вклад начинает давать излучение, прошедшее через вторичный коллиматор. Это можно предположить исходя из характера изменения коэффициента ослабления с ростом толщины свинца после 10 см. Для подтверждения данного предположения было произведено два дополнительных измерения мощности кермы при толщине свинца в фильтре равной 20 см и 25 см. Было установлено что при толщине свинца в фильтре более 20 см коэффициент ослабления перестает зависеть от толщины фильтра и стремится к постоянной величине.

Таблица 3/Table 3

**Результат расчёта коэффициента ослабления для линейного ускорителя электронов Varian VitalBeam (режим работы 6 МВ)**

**Result of attenuation coefficient calculation for Varian TrueBeam CLINAC (6 MV mode)**

Толщина свинца в фильтре, см (Lead filter thickness, cm)	Аналитический расчёт Analytical calculation	Монте-Карло расчёт, $\pm 3\sigma$ (Monte-Carlo calculation)	Эксперимент (Experiment)
0	1.0	1.0	1.0
5	19,4	17,1 $\pm$ 1.6	19,4
8	90	74 $\pm$ 9	80
10	246	210 $\pm$ 44	201
12	672	506 $\pm$ 116	481
15	2964	1417 $\pm$ 394	1399

Таблица 4/Table 4

**Результат расчёта коэффициента ослабления для линейного ускорителя электронов Varian iX (режим работы 18 МВ)**

**Result of attenuation coefficient calculation for Varian iX CLINAC (18 MV mode)**

Толщина свинца в фильтре, см (Lead filter thickness, cm)	Аналитический расчёт Analytical calculation	Монте-Карло расчёт, $\pm 3\sigma$ (Monte-Carlo calculation)	Эксперимент (Experiment)
0	1,0	1.0	1,0
5	16,9	16,1 $\pm$ 0,8	16,6
8	81	72 $\pm$ 6	71
10	227	180 $\pm$ 21	177
12	631	451 $\pm$ 57	416
15	2896	1326 $\pm$ 233	1097

Дополнительно стоит отметить, что различие между коэффициентами ослабления для ЛУЭ *Varian VitalBeam* в режиме 6 МВ и ЛУЭ *Varian iX* в режиме 18 МВ имеет малую величину. Так, при толщине фильтра равной 15 см, это различие не превышает 25 %.

### Определение мощности AMBIENTНОГО эквивалента дозы, создаваемого линейным ускорителем электронов

Перевод мощности кермы в мощность AMBIENTНОГО эквивалента дозы  $\dot{H}^*(10)$ , генери-

руемой ЛУЭ в точке измерения на расстоянии 2548 мм от излучателя, производился согласно формуле:

$$\dot{H}^*(10) = \alpha(E) \times \dot{K}_{air} \times \gamma(E), \quad (4)$$

где  $\dot{K}_{air}$  – мощность кермы в воздухе (Грей/час);  $\alpha(E)$  – коэффициент перехода от кермы к AMBIENTНОМУ эквиваленту дозы (Зв/Грей);  $\gamma(E)$  – поправочный множитель ИК;  $E$  – средняя энергия излучения ЛУЭ ( МэВ).

Результаты расчёта мощностей AMBIENTНОГО эквивалента доз, генерируемых ЛУЭ *Varian VitalBeam* для режима 6 МВ и *Varian iX* для режима 18 МВ приведены в таблице 5.

Таблица 5/Table 5

**Мощность AMBIENTНОГО эквивалента дозы, генерируемых линейным ускорителем электронов в зависимости от толщины фильтра для различных режимов работы**

**Ambient dose equivalent power generated by CLINAC depending on filter thickness for different modes of operation**

Толщина свинца в фильтре, см (Lead filter thickness, cm)	<i>Varian VitalBeam</i> режим 6 МВ, 600 МЕ/мин <i>Varian VitalBeam</i> 6 MV mode, 600 MU/min		<i>Varian iX</i> режим 18 МВ, 400 МЕ/мин <i>Varian iX</i> 18 MV mode, 400 MU/min	
	$\dot{K}_{air}$ , Гр/ч ( $\dot{K}_{air}$ , Gy/h)	$\dot{H}^*(10)$ , Зв/ч ( $\dot{H}^*(10)$ , Sv/h)	$\dot{H}^*(10)$ , Зв/ч ( $\dot{H}^*(10)$ , Sv/h)	$\dot{K}_{air}$ , Гр/ч ( $\dot{K}_{air}$ , Gy/h)
	0	62,20	80,83	41,87
5	3,14	3,85	2,52	2,91
8	0,77	0,95	0,59	0,68
10	0,31	0,38	0,24	0,28
12	0,13	0,16	0,10	0,12
15	0,044	0,055	0,038	0,046

Результаты представлены с учётом корректировки показаний ИК на ослабление фотонного излучения ЛУЭ слоем полиметилметакрилата и чувствительности ИК к высокоэнергетическому фотонному излучению.

### Заключение

Расчёт показал, что мощность AMBIENTНОГО эквивалента дозы  $\dot{H}^*(10)$ , генерируемая линейным ускорителем электронов (ЛУЭ) в прямом пучке, составляет 80 Зв/ч для случая *Varian VitalBeam* (режим 6 МВ, 600 МЕ/мин), и 48 Зв/ч для случая ЛУЭ *Varian iX* (режим 18 МВ,

400 МЕ/мин) в точке измерения на расстоянии 2548 мм от мишени ЛУЭ. Свинцовый фильтр позволяет эффективно ослаблять фотонное излучение ЛУЭ по мощности AMBIENTНОГО эквивалента дозы. Так, фильтр толщиной 15 см позволяет уменьшить значение  $\dot{H}^*(10)$ , генерируемое ЛУЭ, более чем в тысячу раз. Значение  $\dot{H}^*(10)$ , генерируемое в точке измерения полем фотонного излучения, прошедшего через 15 см свинца, для случая *Varian VitalBeam* (режим 6 МВ, 600 МЕ/мин) составляет 0,055 Зв/ч, а для случая *Varian iX* (режим 18 МВ, 400 МЕ/мин) это значение составляет 0,046 Зв/ч. Сопоставляя данные значения с типичным

диапазоном измерений стандартного дозиметрического оборудования (для дозиметра ДКС-АТ1123 [13] этот диапазон составляет 0.1 мкЗв/ч–10 Зв/ч), можно сделать вывод, что при наличии свинцового фильтра, ЛУЭ может быть использован в качестве источника эталонного поля импульсного фотонного излучения.

Установлено, что, начиная с определённой толщины фильтра, фотонное излучение в точке измерения в основном определяется излучением, прошедшим через вторичный коллиматор. Из этого можно сделать вывод, что при некоторой толщине фильтра спектр и средняя энергия фотонного излучения в точке измерения будут определяться не только режимом работы ЛУЭ, но и конструкцией вторичного коллиматора. Из этого можно сделать вывод, что расчёты по определению характеристик полей фотонного излучения ЛУЭ, приведённые в настоящей работе, необходимо будет производить для каждой конкретной модели ускорителя.

Моделирование показало, что средняя энергия фотонного излучения ЛУЭ, прошедшего через фильтр, зависит как от выбранного режима работы, так и от толщины фильтра. При отсутствии фильтра средняя энергия излучения ЛУЭ для режима 18 МВ примерно в 2,4 раза больше средней энергии излучения ЛУЭ для режима 6 МВ. По мере роста толщины фильтра разница в средней энергии между этими режимами уменьшается. При толщине фильтра равной 15 см различие в средней энергии между двумя режимами работы ЛУЭ не превышает 25 %.

Полученные результаты могут быть использованы для определения коэффициентов перевода мощности кермы в необходимую операционную дозиметрическую величину согласно публикации [3] при работе с полями фотонного излучения ЛУЭ. Это в свою очередь позволит использовать ЛУЭ в качестве источника эталонного поля импульсного фотонного излучения.

## Список использованных источников

1. Коржук М.В. Перспективы ядерно-физических исследований в Беларуси // Журнал Белорусского государственного университета. Физика. – 2021. – С. 62–66. DOI: 10.33581/2520-2243-2021-3-62-66

2. Brady L.W., Yaeger T.E. Encyclopedia of Radiation Oncology. Springer, 2013, 1015 p.

3. ISO 4037-3:2019. Radiological protection-X and gamma reference radiation for calibrating dosimeters and doserate meters and for determining their response as a function of photon energy – Part 3: Calibration of area and personal dosimeters and the measurement of their response as function of energy and angle of incidence – Introd. 30.01.2019. – International Organization for Standardization, 2019. – P. 68

4. Дозиметр ДКС-АТ5350/1. [Электронный ресурс]. Режим доступа: <https://atomtex.com/ru/oborudovanie-dlya-kalibrovki-i-poverki-dozimetry-etalonnye/dozimetr-dks-at53501> [Дата доступа 20/12/2022].

5. Belousov A.V. The Dose from Secondary Neutrons during the Operation of Modern Medical Accelerators / A.V. Belousov [et al.] // Moscow University Physics Bulletin. – 2019. – Vol. 74. – No. 6. – P. 551–558.

DOI: 10.3103/s0027134919060080

6. Battistoni G. Overview of the FLUKA code / G. Battistoni [et al.] // Annals of Nuclear Energy. – 2015. – № 82. – Pp. 10–18.

DOI: 10.1016/j.anucene.2014.11.007

7. Bohlen T. The FLUKA Code: Developments and Challenges for High Energy and Medical Applications / T.T. Bohlen [et al.] // Nuclear Data Sheets. – 2014. – № 120. – Pp. 211–214.

DOI: 10.1016/j.nds.2014.07.049

8. Bednarz B. Monte Carlo modelling of a 6 and 18 MV Varian Clinac medical accelerator for in-field and out-field dose calculations: development and validation / B. Bednarz, X. Xu // Phys. Med. Biol. – 2009. – № 54. – Pp. 43–57.

DOI: 10.1088/0031-9155/54/4/N01

9. Varian VitalBeam System Specifications. [Электронный ресурс]. Режим доступа: <https://protech-solutions.com.ua/assets/files/varian-vitalbeam.pdf> [Дата доступа 20/12/2022].

10. Varian iX System Specifications. [Электронный ресурс]. Режим доступа: <https://protech-solutions.com.ua/assets/files/varian-clinac-ix.pdf> [Дата доступа 20/12/2022].

11. Attix H. Introduction to radiological physics and radiation dosimetry. Wiley, New York, 1986.

12. Hubbell J. Tables of X-Ray Mass Attenuation Coefficients and Mass Energy-Absorption Coefficients 1 keV to 20 MeV for Elements Z = 1 to 92 and 48 Additional Substances of Dosimetric Interest / J. Hubbell, S. Seltzer – Maryland, USA, 1995. [Электронный ресурс]. Режим доступа: <http://physics.nist.gov/PhysRefData/XrayMassCoef/cover.html>. [Дата доступа 10/06/2022].

13. Дозиметры рентгеновского и гамма излучения ДКС АТ1121, ДКС АТ1123. [Электронный ресурс]. Режим доступа: <https://atomtex.com/ru/oborudovanie-dlya-kalibrovki-i-poverki-dozimetry-etalonnye/dozimetr-dks-at53501> [Дата доступа 20/12/2022].

## References

1. Korzhik MV. Outlook for nuclear physics research in Belarus. *Journal of the Belarusian State University. Physics*. 2021;(3):62-66. (In Russ.).  
**DOI:** 10.33581/2520-2243-2021-3-62-66
2. Brady LW, Yaeger TE. *Encyclopedia of Radiation Oncology*. Springer, 2013. 1015 p.
3. ISO 4037-3:2019. Radiological protection-X and gamma reference radiation for calibrating dosimeters and doserate meters and for determining their response as a function of photon energy. Part 3: Calibration of area and personal dosimeters and the measurement of their response as function of energy and angle of incidence – Introd. 30.01.2019. International Organization for Standardization. 2019. P. 68.
4. AT5350/1 Standard Dosimeter. [Electronic Resource]. Available from: <https://atomtex.com/en/radiation-metrology-and-calibration-equipment-standard-dosimeters/at53501-standard-dosimeter> [Accessed 20/12/2022]. (In Russ.).
5. Belousov AV, Varzar SM, Zheltonozhskaya MV, Lykova EN, Chernyaev AP. The Dose from Secondary Neutrons during the Operation of Modern Medical Accelerators. *Moscow University Physics Bulletin*. 2019;74(6):551-558. **DOI:** 10.3103/s0027134919060080
6. Battistoni G, Boehlen T, Cerutti F, Chin PW, Esposito LS, Fassò A et al. Overview of the FLUKA code. *Annals of Nuclear Energy*. 2015;(82):10-18.  
**DOI:** 10.1016/j.anucene.2014.11.007
7. Bohlen TT, Cerutti F, Chin MPW, Fassò A, Ferrari A, P.G. Ortega PG et al. The FLUKA Code: Developments and Challenges for High Energy and Medical Applications. *Nuclear Data Sheets*. 2014;(120):211-214.  
**DOI:** 10.1016/j.nds.2014.07.049
8. Bednarz B, Xu X. Monte Carlo modelling of a 6 and 18 MV Varian Clinac medical accelerator for in-field and out-field dose calculations: development and validation. *Phys. Med. Biol.* 2009;(54):43-57.  
**DOI:** 10.1088/0031-9155/54/4/N01
9. Varian VitalBeam System Specifications. [Electronic Resource]. Available from: <https://protech-solutions.com.ua/assets/files/varian-vitalbeam.pdf> [Accessed 20/12/2022].
10. Varian iX System Specifications. [Electronic Resource]. Available from: <https://protech-solutions.com.ua/assets/files/varian-clinac-ix.pdf> [Accessed 20/12/2022].
11. Attix H. *Introduction to radiological physics and radiation dosimetry*. Wiley, New York, 1986.
12. Hubbell J, Seltzer S. *Tables of X-Ray Mass Attenuation Coefficients and Mass Energy-Absorption Coefficients 1 keV to 20 MeV for Elements Z = 1 to 92 and 48 Additional Substances of Dosimetric Interest*. Maryland, USA, 1995. [Electronic Resource]. Available from: <http://physics.nist.gov/PhysRefData/XrayMassCoef/cover.html>. [Accessed 10/06/2022].
13. AT 1121, AT1 1123 X-Ray and Gamma Dosimeters. [Electronic Resource]. Available from: <https://atomtex.com/en/at1121-at1123-x-ray-and-gamma-radiation-dosimeters> [Accessed 20/12/2022]. (In Russ.).