

ISSN 1561-8358 (Print)

ISSN 2524-244X (Online)

УДК [621.384.64:539.1.089.6]:615.849.1

<https://doi.org/10.29235/1561-8358-2022-67-2-239-249>

Поступила в редакцию 31.03.2022

Received 31.03.2022

М. Н. Петкевич¹, Е. В. Титович²

¹*Республиканский научно-практический центр онкологии и медицинской радиологии имени Н. Н. Александрова, аг. Лесной, Минский район, Минская область, Республика Беларусь*

²*Международное агентство по атомной энергии, Вена, Австрийская Республика*

АППАРАТНАЯ РЕАЛИЗАЦИЯ ВЕРИФИКАЦИИ ДИНАМИЧЕСКОЙ ЛУЧЕВОЙ ТЕРАПИИ

Аннотация. Эффективность применения современных технологий и методов лучевого лечения зависит от средств контроля качества эксплуатационных параметров радиотерапевтического оборудования. Верификация плана лучевого лечения позволяет оценить соответствие дозового распределения, доставленного к мишени, запланированному распределению с погрешностью результата облучения, не превышающей заданную величину критерия приемлемости. Разработаны инструментальные средства для оценки трехмерного дозового распределения планов лучевой терапии с модуляцией интенсивности, используя величину абсолютной дозы облучения. Проведен анализ существующих технических средств и методик проведения верификации планов лучевой терапии на медицинских линейных ускорителях электронов, а также выявлены их недостатки. Показано, что данные методики осуществления верификации трехмерного дозового распределения не дают точного представления об абсолютных значениях дозы излучения в мишени. Предложены система и метод, позволяющее повысить точность проведения верификации плана лучевой терапии за счет использования полученного кросс-калибровочного коэффициента определяемого с учетом значения радиационного выхода медицинского линейного ускорителя непосредственно в момент осуществления как данной процедуры, так и сеанса лучевой терапии, а также способ проведения верификации плана лучевой терапии с их применением.

Ключевые слова: лучевая терапия, линейный ускоритель электронов, верификация, модуляция интенсивности, доза излучения, трехмерное дозовое распределение, радиационный выход

Для цитирования: Петкевич, М. Н. Аппаратная реализация верификации динамической лучевой терапии / М. Н. Петкевич, Е. В. Титович // Вест. Нац. акад. наук Беларусі. Сер. фіз.-тэхн. навук. – 2022. – Т. 67, №2. – С. 239–249. <https://doi.org/10.29235/1561-8358-2022-67-2-239-249>

Maksim N. Piatkevich¹, Egor V. Titovich²

¹*N. N. Alexandrov National Cancer Centre of Belarus, agro-town Lesnoy, Minsk District, Minsk Region, Republic of Belarus*

²*International Atomic Energy Agency, Vienna, Republic of Austria*

HARDWARE IMPLEMENTATION OF DYNAMIC RADIATION THERAPY VERIFICATION

Abstract. The effectiveness of the use of modern technologies and methods of radiation treatment depends on the means of quality control of the operational parameters of the radiotherapy equipment. The development of technical means for verification of the radiation therapy plan, allowing accurate assessment of the three-dimensional dose distribution in the target, is a priority task when introducing innovative methods of radiation treatment. The aim of the work is to develop tools for assessing the three-dimensional dose distribution of radiation therapy plans with intensity modulation using the magnitude of the absolute radiation dose. The authors analyzed the existing technical means and methods for verifying radiation therapy plans on medical linear electron accelerators, and also identified their shortcomings. It is shown that these techniques for verifying the three-dimensional dose distribution do not give an accurate idea of the absolute values of the radiation dose in the target. A system and a method are proposed that allows improving the accuracy of the verification of the radiation therapy plan by using the obtained cross-calibration coefficient determined taking into account the value of the radiation output of the medical linear accelerator immediately at the time of the implementation of both this procedure and the radiation therapy session, as well as a method for verifying the plan radiation therapy with their use.

Keywords: radiation therapy, linear electron accelerator, verification, intensity modulation, radiation dose, three-dimensional dose distribution, radiation output

For citation: Piatkevich M. N., Titovich E. V. Hardware implementation of dynamic radiation therapy verification. *Vesti Natsyyanal'nai akademii navuk Belarusi. Seryya fizika-technichnykh navuk = Proceedings of the National Academy of Sciences of Belarus. Physical-technical series*, 2022, vol. 67, no. 2, pp. 239–249 (in Russian). <https://doi.org/10.29235/1561-8358-2022-67-2-239-249>

Введение. В современной высокотехнологичной лучевой терапии для обеспечения высокой точности подведения запланированной дозы излучения к мишени проводятся процедуры контроля качества всех эксплуатационных параметров радиотерапевтического оборудования [1]. Исследуются и контролируются причины возникновения ошибок во время процесса планирования облучения, процесса передачи данных внутри онкологической информационной системы (ОИС), а также при проведении процедур симуляции и непосредственно облучения [2]. Одной из таких комплексных проверок является верификация планов лучевой терапии (ЛТ). Под верификацией плана лучевого лечения понимают независимую комплексную проверку, подтверждающую соответствие дозового распределения, доставленного к мишени, запланированному распределению с погрешностью результата облучения, не превышающей заданную величину критерия приемлемости («Инструкция по применению: методы дозиметрического сопровождения высокотехнологичной лучевой терапии», утверждена Министерством здравоохранения Республики Беларусь 27.11.2014).

Процедура верификации лечебного плана предшествует курсу облучения каждого пациента и осуществляется с применением дозиметрических пленок, двумерного матричного анализатора поля либо интегрированного в линейный ускоритель электронного детектора портальных изображений (ЭДПИ) [1]. Верификация с использованием дозиметрической пленки обеспечивает максимальную разрешающую способность. Однако процедура перевода полученных значений в абсолютную дозу сложна, длительна и дорогостояща из-за необходимости проявления рентгеновской пленки, использования прецизионного денситометра, его калибровки. Качество полученной дозиметрической информации также сильно зависит от стабильности свойств проявителя, соблюдения условий проявочной комнаты и возможности корректировки артефактов, полученных в процессе получения изображения [3]. При использовании интегрированного в линейный ускоритель электронного детектора портальных изображений производится сравнение рассчитанных планирующей системой и доставленных медицинским линейным ускорителем распределений дозы в планирующей системе. Основным методом оценки служит гамма-индексирование. Производится также сравнение внесевых распределений дозы и значений доз в отдельных точках оценки. Для корректного измерения абсолютного значения с помощью ЭДПИ необходима предварительная калибровка как механических, так и дозиметрических его параметров [4].

Верификация с использованием матричного анализатора поля в настоящее время является наиболее распространенной процедурой проверки плана облучения пациента. Она начинается с перерасчета дозового распределения либо плана облучения целиком, либо в каждом секторе облучения в отдельности, на объем реконструированного в компьютерной системе планирования облучения (КСПО) верификационного фантома. В дальнейшем двумерное либо трехмерное представление комплексного дозового распределения экспортируется из КСПО в ОИС для последующего сравнения с реальным дозовым распределением, измеренным на ускорителе до начала лучевого лечения пациента [3].

Следует отметить, что данные способы осуществления верификации лечебного плана пациента не дают точного представления об абсолютных значениях дозы в объеме фантома (теле пациента), поскольку они используют для перехода к единицам поглощенной дозы коэффициент кросс-калибровки (K_{Cross}) и, соответственно, пренебрегают целым рядом величин, которые могут повлиять на величину доставляемой поглощенной дозы. Реальную оценку доставки дозового распределения представляется возможным получить, используя метод *in vivo* дозиметрии в сочетании с одним из описанных выше методов верификации дозовых распределений.

В настоящий момент проведение *in vivo* дозиметрии является единственным способом оценить дозу излучения, которая доставляется пациенту непосредственно в момент проведения процедуры облучения, и, следовательно, *in vivo* дозиметрия используется в качестве дополнительного (в ряде клиник обязательного к применению) средства контроля качества сеансов высокотехнологичной лучевой терапии. Следует отметить, что данная процедура рекомендована МАГАТЭ к внедрению в клиническую практику радиотерапевтических отделений медицинских учреждений онкологического профиля и является обязательной в ряде стран Европейского союза в качестве дополнительного средства контроля качества осуществления всего процесса лучевой терапии в целом [5, 6].

In vivo дозиметр представляет собой набор *in vivo* детекторов и необходимого оборудования для считывания, интерпретации и дискретного представления результатов измерений в каждой из точек оценки [7–9]. *In vivo* детекторы могут быть разделены на две категории: детекторы, позволяющие получить результат в реальном времени; детекторы, требующие дополнительной обработки. К детекторам, требующим дополнительной обработки для получения результатов, относятся термолюминесцентные дозиметры (ТЛД) и оптически стимулируемые люминесцентные дозиметры (ОСЛД). Применение данного типа детекторов при измерении не дает видимого результата сразу после их облучения, а требует дополнительной обработки для их интерпретации с использованием специализированного оборудования [6], что делает невозможным их использование при проведении верификации с целью оценки значения радиационного выхода ЛУ вследствие того, что дозовое распределение необходимо скорректировать перед осуществлением его оценки. В связи с этим необходимым представляется использование детекторов, позволяющих получить результаты в реальном времени. К ним относятся диодные детекторы и полевые транзисторы, использующие МОП-эффект. Наиболее распространенными детекторами этого типа для *in vivo* дозиметрии являются диодные. Это обусловлено возможностью непрерывного считывания данных в процессе облучения (что невыполнимо для ТЛД и ОСЛД), их многократного использования без серьезного ухудшения чувствительности (что исключается для МОП-транзисторов) и относительной невысокой ценой (в сравнении с МОП-транзисторами) [5].

Следует также отметить, что все рассмотренные виды детекторов нуждаются в предварительной кросс-калибровке их дозового ответа относительно ответа аттестованной ионизационной камеры при проведении облучения опорным радиационным полем для осуществления коррекции влияющих на результат измерений величин [1].

На основании проведенного анализа основных методов верификации дозовых распределений авторами сделан вывод, что с учетом имеющегося в Республиканском научно-практическом центре онкологии и медицинской радиологии имени Н. Н. Александрова дозиметрического оборудования использование матричного детектора в сочетании с полупроводниковыми *in vivo* детекторами для осуществления процедуры верификации трехмерного дозового распределения представляется предпочтительным методом с целью обеспечения радиационной безопасности пациентов.

Таким образом, *цель данной работы* – разработка обоснованной системы и метода для оценки трехмерного дозового распределения планов лучевой терапии с модуляцией интенсивности, что позволит повысить точность верификации лучевой терапии за счет использования K_{Cross} , определяемого с учетом значения радиационного выхода медицинского линейного ускорителя непосредственно в момент осуществления данной процедуры.

Устройства для проведения верификации плана лучевой терапии. На сегодняшний день наибольшее распространение получили устройства для проведения верификации плана лучевой терапии с двумерными и трехмерными анализаторами поля. Их широкое применение обусловлено высокой эффективностью проведения контроля дозиметрических характеристик пучка ионизирующего излучения медицинского линейного ускорителя электронов.

Одним из примеров устройства для проведения верификации планов лучевой терапии является фантом MatriXX компании IBA, представляющий собой твердое тело прямоугольной формы длиной 314 мм, шириной 340 мм и высотой 340 см, изготовленное из тканеимитирующего материала (водный эквивалент с погрешностью $\leq 0,5\%$) (MatriXX – Universal Detector Array. URL: <https://www.iba-dosimetry.com/product/matrixx-universal-detector-array>). Устройство оснащено матричным детектором ионизационной камеры MatriXX с вентилируемыми ионизационными камерами, каждая из которых имеет объем 80 мм^3 . Недостатком данного устройства является то, что оно не дает точного представления об абсолютных значениях дозы излучения в объеме фантома и не позволяет осуществлять оценку трехмерного дозового распределения без проведения дополнительных дозиметрических измерений параметров фантома.

Еще одним примером устройства для проведения верификации планов лучевой терапии является фантом ArcCheck компании Sun Nuclear. Подставка устройства выполнена в виде металлопластикового каркаса на четырех регулируемых по высоте ножках с выемкой для фантома ArcCheck (ArcCHECK. URL: <https://www.sunnuclear.com/products/arccheck>). Фантом ArcCheck представляет собой твердое тело цилиндрической формы диаметром 270 мм и длиной 430 мм, изготовленное из

полиметилметакрила со встроенной спиральной сеткой детекторов объемом $0,019 \text{ мм}^3$. Фантом содержит полость диаметром 150 мм для вставок из тканеэквивалентных материалов. Недостатками указанного устройства являются неточность представления об абсолютных значениях дозы излучения в объеме фантома, а также то, что излучение падает на детекторы устройства не под прямым углом, что вносит дополнительную погрешность в измеренные величины.

Также следует отметить фантом Octavius 4D компании PTW, наиболее широко используемый клиническими учреждениями при проведении верификации плана лучевой терапии. Этот фантом представляет собой твердое тело цилиндрической формы диаметром 320 мм и длиной 343 мм, изготовленное из полистирола (водный эквивалент с погрешностью $\leq 2\%$) с отверстием прямоугольной формы в центре фантома для вставки матричного детектора с ионизационными камерами. Тело крепится на подставку, представляющую собой металлопластиковый каркас с четырьмя регулируемыми по высоте ножками с выемкой для фантома, что позволяет установить устройство на поверхности лечебного стола медицинского линейного ускорителя при проведении верификации плана лучевой терапии (Octavius. URL: <https://www.ptwdosimetry.com/en/products/octavius-4d>). Недостатком данного устройства также является то, что оно не дает точного представления об абсолютных значениях дозы в объеме фантома, поскольку для перехода к единицам поглощенной дозы используют K_{Cross} , пренебрегая таким образом целым рядом необходимых информационных данных, которые влияют на величину доставляемой поглощенной дозы при сеансе лучевой терапии. Данный фантом принят за прототип разрабатываемой авторами системы.

Разработка системы для проведения верификации лучевой терапии. Задачей разрабатываемой системы является повышение точности проведения верификации лучевой терапии.

Для решения поставленной задачи создано устройство (рис. 1), включающее металлопластиковую подставку на четырех регулируемых по высоте ножках с выемкой для размещения на ней верификационного фантома, представляющего собой твердое тело цилиндрической формы диаметром 320 мм и длиной 343 мм, изготовленного из полистирола (водный эквивалент с погрешностью $\leq 2\%$). В центре верификационного фантома предусмотрено отверстие прямоугольной формы для вставки матричного детектора с ионизационными камерами, отличающееся тем, что

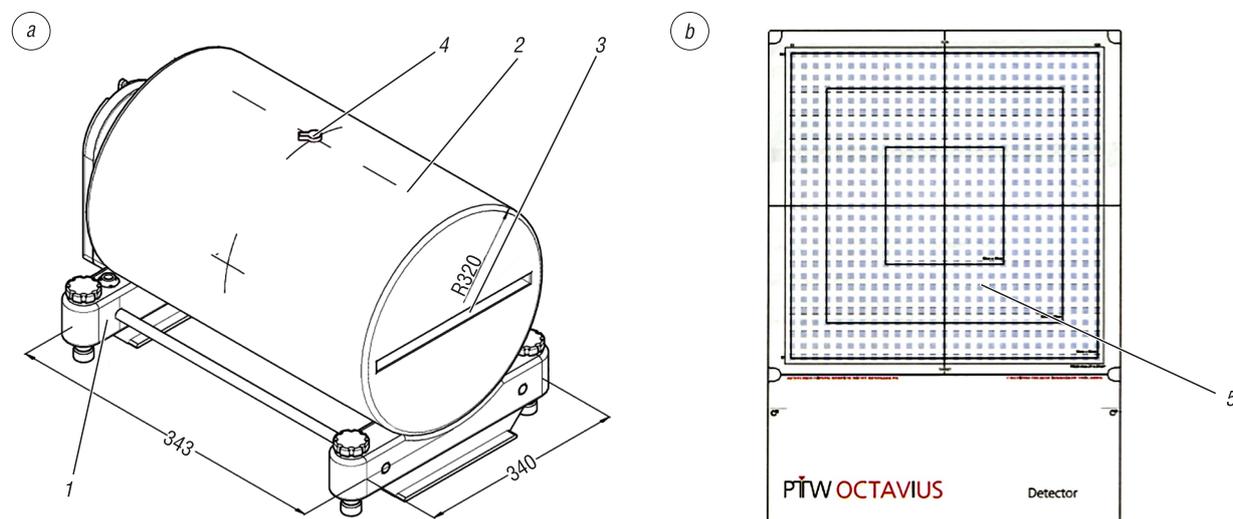


Рис. 1. Система для проведения верификации плана лучевой терапии: 1 – подставка на четырех регулируемых ножках для размещения на ней верификационного фантома, 2 – твердотельный цилиндрический верификационный фантом, 3 – отверстие для вставки матричного детектора с ионизационными камерами, 4 – полупроводниковый кремниевый диодный детектор ионизирующего излучения, 5 – матричный детектор с ионизационными камерами; а – внешний вид верификационного фантома, б – матричный детектор с ионизационными камерами, вставляемый в верификационный фантом

Fig. 1. System for verifying the radiation therapy plan: 1 – a stand on four adjustable legs for placing a verification phantom on it, 2 – solid cylindrical verification phantom, 3 – hole for inserting a matrix detector with ionization chambers, 4 – semiconductor silicon diode detector of ionizing radiation, 5 – matrix detector with ionization chambers; а – appearance of the verification phantom, б – array detector with ionization chambers inserted into the verification phantom

дополнительно на поверхности верификационного фантома в пересечении центральных осей симметрии опорного поля (точке выхода излучения из фантома) установлен полупроводниковый кремниевый диодный детектор ионизирующего излучения, подключенный к дозиметру, с углом наклона штатива 305° .

Система для проведения верификации плана лучевой терапии содержит: подставку, в виде металлопластикового каркаса с четырьмя регулируемыми по высоте ножками с выемкой для верификационного фантома (1), твердое тело цилиндрической формы из полистирола (водный эквивалент с погрешностью $\leq 2\%$) диаметром 320 мм и длиной 343 мм (2) с отверстием прямоугольной формы (3) в центре для вставки матричного детектора с ионизационными камерами (5) и полупроводниковый кремниевый диодный детектор ионизирующего излучения (4).

Метод верификации лучевой терапии заключается в следующем. Верификационный фантом оригинальной конструкции устанавливается на подставке на четырех регулируемых ножках на стол компьютерного томографа и сканируется. Полученное трехмерное изображение передается в систему планирования облучения. Осуществляется расчет типового плана облучения (размер поля облучения 10×10 см, количество мониторинговых единиц 200 ME) для последующего вычисления K_{Cross} с использованием объемного изображения верификационного фантома. Для получения опорного объемного дозового распределения в цифровом формате, необходимого для определения отклонения условий облучения от предписанного, проводят экспорт рассчитанного плана из компьютерной системы планирования облучения. Верификационный фантом устанавливается в позицию верификации.

Авторы предлагают оригинальную новую схему установки верификационного фантома для проведения кросс-калибровки: на лечебном столе устанавливается твердотельный цилиндрический верификационный фантом. На его поверхности в пересечении центральных осей симметрии опорного поля (точке выхода излучения из фантома) крепится полупроводниковый кремниевый диодный детектор ионизирующего излучения, подключенный к дозиметру. Угол наклона штатива составляет 305° . Рассчитывается значение K_{Cross} . При этом для его определения с использованием рассчитанных дозовых распределений для калибровочного поля измеряются два значения интенсивности излучения: в изоцентре верификационного фантома для проведения кросс-калибровки с использованием матричного детектора с ионизационными камерами и показания полупроводникового кремниевого диодного детектора ионизирующего излучения. Значение K_{Cross} рассчитывается как среднее арифметическое двух значений интенсивности излучения (двух величин).

Верификация плана лучевой терапии осуществляется путем сравнения опорного (рассчитанного) объемного дозового распределения с распределением дозы, реально облученным на линейном ускорителе измеренным матричным детектором с ионизационными камерами, скорректированным на полученный K_{Cross} с использованием метода гамма-индексирования с заданными параметрами индексации.

Технический результат, который достигается при реализации предлагаемого устройства для проведения верификации плана лучевой терапии, заключается в повышении точности проведения верификации планов лучевой терапии за счет применения полупроводникового диодного детектора ионизирующего излучения, подключенного к дозиметру с углом наклона штатива 305° , и использования значения K_{Cross} , определяемого путем сравнения полученного дозового распределения с рассчитанным системой планирования по заданной формуле.

Таким образом, предлагаемое устройство для проведения верификации плана лучевой терапии решает поставленную задачу повышения точности проведения верификации плана лучевой терапии и может быть рекомендовано к использованию в клинической практике медицинских учреждений онкологического профиля.

Обоснование метода проведения верификации лучевой терапии. Процедура верификации плана облучения в соответствии с предложенным авторами методом начинается с перерасчета дозового распределения в условиях сеанса терапии онкологического пациента с использованием объемного изображения верификационного фантома. Затем осуществляется измерение дозы излучения матричным детектором, который является частью верификационного фантома и помещен в радиационное поле вместо тела пациента [7].

Для корректной верификации индивидуального дозового распределения в общем случае необходимой является процедура кросс-калибровки матричного детектора. С этой целью авторами было предложено калибровочное поле со следующими параметрами: угол наклона штатива 0° , угол поворота коллиматора 0° , размер радиационного поля 10×10 см, 200 мониторных единиц (МЕ), излучение – фотоны с энергией генерации 6 МэВ. Сравнение полученного дозового распределения в результате реализации такого сеанса с рассчитанным позволяет найти кросс-калибровочный коэффициент (K_{Cross}) как рассчитанное системой планирования соотношение значения ионизации в центральной точке опорного поля облучения и значения, измеренного детектором в центральной точке опорного поля облучения.

Рассчитанное планирующей системой значение точечной поглощенной дозы:

доза в изоцентре дозиметрического фантома (в центре детектора) для проведения кросс-калибровки с использованием детектора матричного анализатора – 2,566 Гр;

доза на глубине 15 мм от точки входа пучка ионизирующего излучения для проведения кросс-калибровки с использованием *in vivo* дозиметра – 2,808 Гр.

С целью установления оптимальной методики верификации, которая позволила бы учесть значение радиационного выхода медицинского линейного ускорителя, а также для установления отклонений K_{Cross} , которые могут быть получены с использованием рассматриваемых методов, авторами были проведены экспериментальные измерения данного коэффициента для следующих случаев.

1. *Использование показаний только центрального детектора матрицы.*

Фантом без закрепленного на нем диода облучали калибровочным полем излучения. Измеренные центральным детектором значения и рассчитанные величины K_{Cross} представлены в табл. 1.

Т а б л и ц а 1. Значения, измеренные центральным детектором матрицы в центральной точке опорного поля облучения (Гр), и рассчитанные величины кросс-калибровочного коэффициента K_{Cross}

Table 1. Values measured by the central detector of the matrix at the central point of the reference field of irradiation (Gy) and calculated values of the cross-calibration coefficient K_{Cross}

Условие измерений	M_1	M_2	M_3	M_4	M_5	M_6	M_7	M_8	M_9	M_{10}	Среднее значение
Центральный детектор матрицы	2,568	2,566	2,570	2,568	2,568	2,564	2,570	2,568	2,564	2,566	2,567±0,002
Величина K_{Cross}	0,999	1,000	0,998	0,999	0,999	1,001	0,998	0,999	1,001	1,000	0,999±0,001

Использование полученного K_{Cross} не представляется оптимальным, так как не учитывает радиационный выход линейного ускорителя.

2. *Использование показаний диода в точке входа излучения и центрального детектора матрицы.*

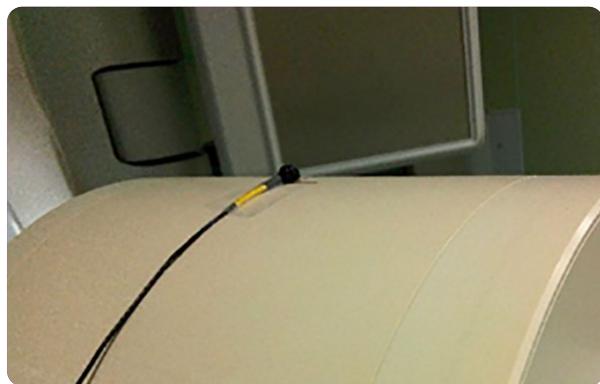


Рис. 2. Крепление диода в точке входа излучения на верификационном фантоме

Fig. 2. Fixing the diode at the point of entry of radiation on the verification phantom

Верификационный фантом с закрепленным на нем в центральной точке входа излучения диодом (рис. 2) облучали калибровочным полем. Измеренные диодным детектором и центральным детектором матрицы значения, а также рассчитанные величины K_{Cross} представлены в табл. 2.

Показания с центрального детектора матрицы при закрепленном в центральной точке входа диоде не представляются корректными и возможными к использованию при определении K_{Cross} . Это связано с тем, что центральный детектор перекрывался диодом на протяжении всего процесса облучения.

Тем не менее после проведения многочисленных измерений для центрального детек-

тора матрицы с закрепленным на поверхности фантома диодом и без него было установлено, что величину, на которую уменьшаются показания центрального детектора матрицы, возможно учесть расчетным способом. Результаты измерений представлены в табл. 3.

Т а б л и ц а 2. Значения дозы, измеренные центральным детектором матрицы в центральной точке опорного поля облучения, и значения дозы, измеренные диодом в точке входа излучения (Гр)

Table 2. Dose values measured by the central detector of the matrix at the central point of the reference radiation field and dose values measured by the diode at the radiation input point (Gy)

Условие измерений	M_1	M_2	M_3	M_4	M_5	M_6	M_7	M_8	M_9	M_{10}	Среднее значение
Центральный детектор матрицы	2,370	2,374	2,380	2,372	2,368	2,370	2,376	2,372	2,374	2,368	$2,372 \pm 0,004$
Величина K_{Cross} для центрального детектора матрицы	1,083	1,081	1,078	1,082	1,084	1,083	1,080	1,082	1,081	1,084	$1,082 \pm 0,002$
Диодный детектор	2,827	2,828	2,826	2,827	2,828	2,826	2,826	2,828	2,827	2,826	$2,827 \pm 0,001$
Величина K_{Cross} для диода	0,993	0,993	0,994	0,993	0,993	0,994	0,994	0,993	0,993	0,994	$0,993 \pm 0,001$

Т а б л и ц а 3. Величина изменения значения показания центрального детектора матрицы с диодом и без него (Гр)

Table 3. The magnitude of the change in the value of the reading of the central detector of the matrix with and without a diode (Gy)

Условие измерений	M_1	M_2	M_3	M_4	M_5	M_6	M_7	M_8	M_9	M_{10}	M_{11}	M_{12}	M_{13}	M_{14}	M_{15}	M_{16}	M_{17}	M_{18}	M_{19}	M_{20}	Среднее значение
Центральный детектор матрицы без диода	2,568	2,566	2,570	2,568	2,568	2,564	2,570	2,568	2,564	2,566	2,566	2,567	2,571	2,568	2,566	2,568	2,570	2,566	2,569	2,566	$2,567 \pm 0,002$
Центральный детектор матрицы с диодом	2,370	2,374	2,380	2,372	2,368	2,370	2,376	2,372	2,374	2,368	2,370	2,372	2,375	2,371	2,378	2,374	2,371	2,374	2,369	2,372	$2,373 \pm 0,003$
Величина изменения значения показания центрального детектора матрицы	0,198	0,192	0,190	0,196	0,200	0,194	0,194	0,196	0,190	0,198	0,196	0,195	0,196	0,197	0,188	0,194	0,199	0,192	0,200	0,194	$0,195 \pm 0,003$

3. Использование показаний диодов в точке входа и выхода излучения матрицы.

На верификационный фантом сверху и снизу в центральной точке входа и выхода излучения были закреплены полупроводниковые диоды (рис. 3).

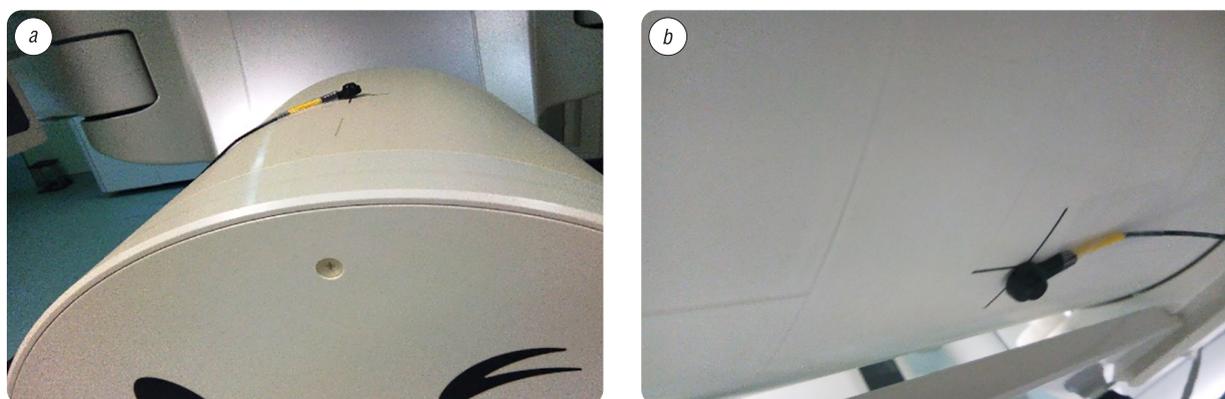


Рис. 3. Крепление диодов сверху (a) и снизу (b) на верификационном фантоме
Fig. 3. Fixing diodes from above (a) and below (b) on the verification phantom

Облучение проводилось заданным калибровочным полем. Результаты представлены в табл. 4.

Т а б л и ц а 4. Значения дозы, измеренные диодами № 1 и 2 в центральной точке входа и выхода излучения, и значения дозы, измеренные центральным детектором матрицы в центральной точке опорного поля облучения (Гр)

Table 4. Dose values measured by diodes no. 1 and 2 at the central point of entry and exit of radiation and dose values measured by the central detector of the matrix at the central point of the reference radiation field (Gy)

Условие измерений	M_1	M_2	M_3	M_4	M_5	M_6	M_7	M_8	M_9	M_{10}	Среднее значение
Центральный детектор матрицы	2,370	2,374	2,380	2,372	2,368	2,370	2,376	2,372	2,374	2,368	$2,372 \pm 0,004$
Величина K_{Cross} для центрального детектора матрицы	1,083	1,081	1,078	1,082	1,084	1,083	1,080	1,082	1,081	1,084	$1,082 \pm 0,002$
Диод № 1 сверху	2,827	2,828	2,826	2,827	2,828	2,826	2,826	2,828	2,827	2,826	$2,827 \pm 0,001$
Величина K_{Cross} для диода № 1	0,993	0,993	0,994	0,993	0,993	0,994	0,994	0,993	0,993	0,994	$0,993 \pm 0,001$
Диод № 2 снизу	0,706	0,718	0,746	0,807	0,767	0,707	0,728	0,719	0,746	0,808	$0,745 \pm 0,038$

В ходе проведения экспериментальных исследований было установлено, что крепление нижнего диода при угле наклона штатива 0° является неоптимальным и по этой причине неточным, что приводит к необходимости выбора более удобного положения штатива ускорителя для осуществления данного действия.

4. Диод сверху и снизу, наклон штатива ускорителя на угол удобный для крепления диодов.

На верификационный фантом сверху и снизу в центральной точке входа и выхода были закреплены полупроводниковые диоды (рис. 4).

Облучение проводилось стандартным калибровочным полем при угле наклона штатива 305° . Результаты измерений представлены в табл. 5.

При изменении угла наклона штатива показания диода, закрепленного сверху, изменились незначительно.

Также были рассмотрены различные методы крепления полупроводниковых детекторов на верификационном фантоме, представленные на рис. 5. Результаты измерений приведены в табл. 6.

По результатам проведенных измерений были сделаны выводы, что показания полупроводниковых диодов не зависят от способа их крепления.

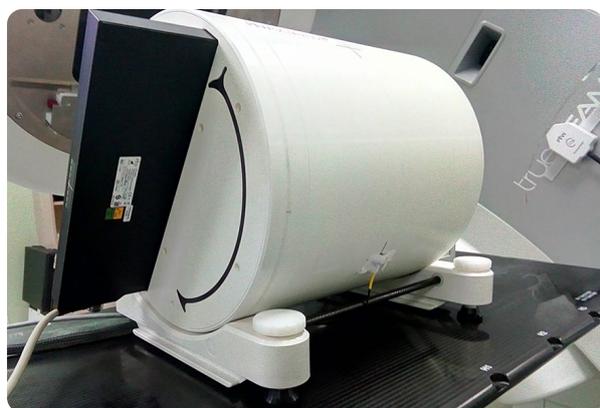


Рис. 4. Крепление диода в точке входа излучения на верификационном фантоме при угле наклона штатива ускорителя 305°

Fig. 4. Fastening the diode at the point of entry of radiation on the verification phantom at the angle of inclination of the accelerator gantry 305°

Измерения проводились для разных комбинаций диодов сверху и снизу. Несмотря на то что они были откалиброваны в одинаковых условиях, показания для диодов, закрепленных снизу, различаются между собой, что делает неприемлемым использование диода в точке выхода излучения из фантома для осуществления измерений при таком способе калибровки диодных детекторов.

Данная проблема была решена путем рекалибровки диодов № 2, 4, 6 на выходную дозу излучения. Повторные измерения показали, что величины, полученные закрепленными снизу диодами, отличались незначительно.

На основании проведенных экспериментальных исследований авторами была предложена следующая схема установки фантома для проведения кросс-калибровки. На лечебном столе устанавливается верификационный

Т а б л и ц а 5. Значения дозы, измеренные диодами №3 и 4 в центральной точке входа и выхода излучения, и значения дозы, измеренные центральным детектором матрицы в центральной точке опорного поля облучения (Гр)

Table 5. Dose values measured by diodes no. 3 and 4 at the central point of entry and exit of radiation and dose values measured by the central detector of the matrix at the central point of the reference radiation field (Gy)

Условие измерений	M_1	M_2	M_3	M_4	M_5	M_6	M_7	M_8	M_9	M_{10}	Среднее значение
Центральный детектор матрицы	2,370	2,374	2,380	2,372	2,368	2,370	2,376	2,372	2,374	2,368	2,372±0,004
Величина K_{Cross} для центрального детектора матрицы	1,083	1,081	1,078	1,082	1,084	1,083	1,080	1,082	1,081	1,084	1,082±0,002
Диод №3 сверху	2,850	2,848	2,849	2,847	2,849	2,850	2,847	2,847	2,850	2,849	2,849±0,001
Величина K_{Cross} для диода №3	0,985	0,986	0,986	0,986	0,986	0,985	0,986	0,986	0,985	0,986	0,986±0,001
Диод №4 снизу	0,578	0,564	0,598	0,576	0,562	0,594	0,576	0,562	0,578	0,586	0,577±0,013

Т а б л и ц а 6. Значения дозы, измеренные разными комбинациями диодов в центральной точке входа и выхода излучения (Гр)

Table 6. Dose values measured by different combinations of diodes at the central point of radiation input and output (Gy)

Условие измерений	M_1	M_2	M_3	M_4	M_5	M_6	M_7	M_8	M_9	M_{10}	Среднее значение
<i>Комбинация №1</i>											
Диод №1 сверху	2,827	2,828	2,826	2,827	2,828	2,826	2,826	2,828	2,827	2,826	2,827±0,001
Диод №2 снизу	0,706	0,718	0,746	0,807	0,767	0,707	0,728	0,719	0,746	0,808	0,745±0,038
<i>Комбинация №2</i>											
Диод №3 сверху	2,850	2,848	2,849	2,847	2,849	2,850	2,847	2,847	2,850	2,849	2,849±0,001
Диод №4 снизу	0,578	0,564	0,598	0,576	0,562	0,594	0,576	0,562	0,578	0,586	0,577±0,013
<i>Комбинация №3</i>											
Диод №5 сверху	2,834	2,835	2,838	2,835	2,836	2,836	2,837	2,838	2,834	2,836	2,836±0,001
Диод №6 снизу	0,603	0,605	0,615	0,601	0,608	0,611	0,611	0,617	0,604	0,605	0,608±0,005



Рис. 5. Способы крепления полупроводниковых диодов
Fig. 5. Methods of fastening semiconductor diodes

фантом Octavius 4D. На его поверхности в центральной точке опорного поля (точках входа и выхода излучения в фантом) закрепляются полупроводниковые диоды, подключенные к дозиметру VIVODOS. Верификационный фантом с закрепленным на нем полупроводниковым диодом облучается калибровочным полем фотонного излучения энергией 6 МэВ, размером 10×10 см с известным количеством мониторинговых единиц (200 ME). Облучение проводится под углом наклона штатива 305°.

Была проведена кросс-калибровка с применением *in vivo* измерений дозы. Значение K_{Cross} определялось путем сравнения полученного дозового распределения с рассчитанным планирующей системой по формуле

$$K_{\text{Cross}} = D_{\text{REFO}} / M_{\text{REFO}}, \quad (1)$$

где D_{REFO} – значение дозы в центральной точке реперного поля облучения (статическое поле 10×10 см), рассчитанное системой планирования, при проведении облучения с направления, перпендикулярного поверхности плоского детектора ионизирующего излучения сверху; M_{REFO} – измеренное диодом значение входной дозы при проведении облучения с направления, перпендикулярного поверхности диода.

В случае использования значений выходной дозы расчет K_{Cross} осуществляется согласно выражению

$$K_{\text{Cross}} = \frac{1}{2} \left(\frac{2 \cdot D_{\text{calc}}}{M_{\text{refDin}} + k_{\text{shD}} M_{\text{refDout}}} + \frac{D_{\text{calc}}}{M_{\text{refA}} k_{\text{shA}}} \right), \quad (2)$$

где D_{calc} – значение дозы, рассчитанное КСПО; M_{refDin} – измеренное входным диодом значение дозы; M_{refDout} – измеренное выходным диодом значение дозы; k_{shD} – коэффициент учитывающий заслон выходного диода; k_{shA} – коэффициент учитывающий заслон центрального детектора матрицы.

Закключение. Авторами проведен анализ существующих технических средств и методик проведения верификации планов лучевой терапии на медицинских линейных ускорителях электронов. Предложены система и метод, которые позволяют повысить точность проведения данной процедуры за счет оригинальной конструкции и использования полученного кросс-калибровочного коэффициента, определяемого с учетом значения радиационного выхода медицинского линейного ускорителя непосредственно в момент осуществления данной процедуры и сеанса лучевой терапии, а также способ проведения верификации плана лучевой терапии с их применением. Облучение проводилось со следующими параметрами калибровочного поля: энергия излучения 6 МэВ, размер поля 10×10 см, количество мониторинговых единиц 200, мощность дозы 6 Гр/мин, угол наклона штатива 305° , угол поворота коллиматора 0° . Полупроводниковый диод крепился на поверхности фантома в точке входа излучения. В качестве коэффициента кросс-калибровки использовалось значение, полученное при измерении с помощью *in vivo* дозиметра входной дозы.

При проведении процедуры кросс-калибровки были сделаны выводы о том, что показания полупроводниковых диодов не зависят от угла наклона штатива линейного ускорителя и от способа их крепления на верификационном фантоме. При этом показания для различных диодов одного типа и калиброванных в одних условиях, закрепленных на фантоме с обратной стороны от направления пучка излучения линейного ускорителя, значительно различались, что потребовало их рекалибровки на выходную дозу облучения.

Список использованных источников

1. Тарутин, И. Г. Применение линейных ускорителей электронов в высокотехнологичной лучевой терапии / И. Г. Тарутин, Е. В. Титович. – Минск: Беларус. навука, 2014. – 175 с.
2. Титович, Е. В. Верификационные мероприятия при облучении пациентов с использованием методики IMRT в РНПЦ ОМР им. Н. Н. Александрова / Е. В. Титович, И. Г. Тарутин, Г. В. Гацкевич // Украин. радиол. журн. – 2014. – Т. 22, № 2. – С. 54–57.
3. Kesen, N. D. *In Vivo* Dosimetry In External Radiotherapy / N. D. Kesen // Turk Onkoloji Dergisi. – 2017. – Vol. 32, № 4. – P. 173–180. <https://doi.org/10.5505/tjo.2017.1667>
4. Смирнов, В. В. Сравнительные характеристики полупроводниковых *in vivo*-дозиметров / В. В. Смирнов. – СПб., 2015. – 60 с.
5. Al-Taeae, A. A. *In vivo* dosimetry evaluation of semiconductor diodes and Thermoluminescence Detectors (TLDS) in advanced radiotherapy techniques / A. A. Al-Taeae, W. Abdul-Fattah Saleh, M. M. Khalil // Oncology and Radiotherapy. – 2020. – Vol. 14, № 4. – P. 31–42.
6. IAEA Human Health Reports No. 8 Development of Procedures for *In Vivo* Dosimetry in Radiotherapy International Atomic Energy Agency [Electronic resource]. – Mode of access: https://www-pub.iaea.org/MTCD/Publications/PDF/Pub1606_web.pdf – Date of access: 01.11.2021.

7. *In Vivo Dosimetry System* [Electronic resource]. – Mode of access: <https://www.elsesolutions.com/wp-content/uploads/2015/07/In-Vivo-Dosimetry.pdf> – Date of access: 01.11.2021

8. Van Dam, J. *Methods for in vivo dosimetry in external radiotherapy* / J. Van Dam, G. Marinello. – 2nd ed. – Brussel: ESTRO, 2006. – 79 p.

9. *In vivo dosimetry* [Electronic resource]. – Mode of access: <https://international.anl.gov/training/materials/AX/Kudchadker/3-Invivo-dosimetry.pdf> – Date of access: 01.11.2021.

References

1. Tarutin I. G., Titovich E. V. *Application of Linear Electron Accelerators in High-Tech Radiation Therapy*. Minsk, Belaruskaya navuka Publ., 2014. 175 p. (in Russian).

2. Titovich E. V., Tarutin I. G., Gackevich G. V. Verification activities during the irradiation of patients using the IMRT methodology at the N. N. Aleksandrov National Cancer Centre. *Ukrainskiy radiologicheskii zhurnal* [Ukrainian Radiological Journal], 2014, vol. 22, no. 2. pp. 54–57 (in Russian).

3. Kesen N. D. *In Vivo Dosimetry In External Radiotherapy*. *Turk Onkoloji Dergisi*, 2017, vol. 32, no. 4, pp. 173–180. <https://doi.org/10.5505/tjo.2017.1667>

4. Smirnov V. V. *Comparative Characteristics of Semiconductor In Vivo Dosimeters*. St. Petersburg, 2015. 60 p.

5. Al-Tae A. A., Abdul-Fattah Saleh W., Khalil M. M. *In vivo dosimetry evaluation of semiconductor diodes and Thermoluminescence Detectors (TLDS) in advanced radiotherapy techniques*. *Oncology and Radiotherapy*, 2020, vol. 14, no. 4. pp. 31–42.

6. *IAEA Human Health Reports No. 8 Development of Procedures for In Vivo Dosimetry in Radiotherapy International Atomic Energy Agency*. Available at: https://www-pub.iaea.org/MTCD/Publications/PDF/Pub1606_web.pdf (accessed 1 November 2021).

7. *In Vivo Dosimetry System*. Available at: <https://www.elsesolutions.com/wp-content/uploads/2015/07/In-Vivo-Dosimetry.pdf> (accessed 1 November 2021).

8. Van Dam J., Marinello G. *Methods for In Vivo Dosimetry in External Radiotherapy*. 2nd ed. Brussel, ESTRO, 2006. 79 p.

9. *In vivo dosimetry*. Available at: <https://international.anl.gov/training/materials/AX/Kudchadker/3-Invivo-dosimetry.pdf> (accessed 1 November 2021).

Информация об авторах

Петкевич Максим Николаевич – начальник отдела по инженерному обеспечению лучевой терапии, Республиканский научно-практический центр онкологии и медицинской радиологии имени Н. Н. Александрова (аг. Лесной, 223040, Минский район, Минская область, Республика Беларусь). E-mail: maxpetkevichn@gmail.com

Титович Егор Владимирович – специалист по базам данных (медицинская физика), Международное агентство по атомной энергии (а/я 100, 1400, Вена, Австрия). E-mail: e.v.titovich@gmail.com

Information about the authors

Maksim N. Piatkevich – Head of the Department for Engineering Support of Radiation Therapy, N. N. Alexandrov National Cancer Centre of Belarus (agro-town Lesnoy, 223040, Minsk District, Minsk Region, Republic of Belarus). E-mail: maxpetkevichn@gmail.com

Egor V. Titovich – Associate Database Officer (Medical Physics), International Atomic Energy Agency (PO Box 100, 1400, Vienna, Austria). E-mail: e.v.titovich@gmail.com